

# اصول سیستم‌های رادیولوژی و تصویربرداری پزشکی

آشنایی با سیستم‌های اولتراسوند

# مقدمه، محاسن و کاربردها

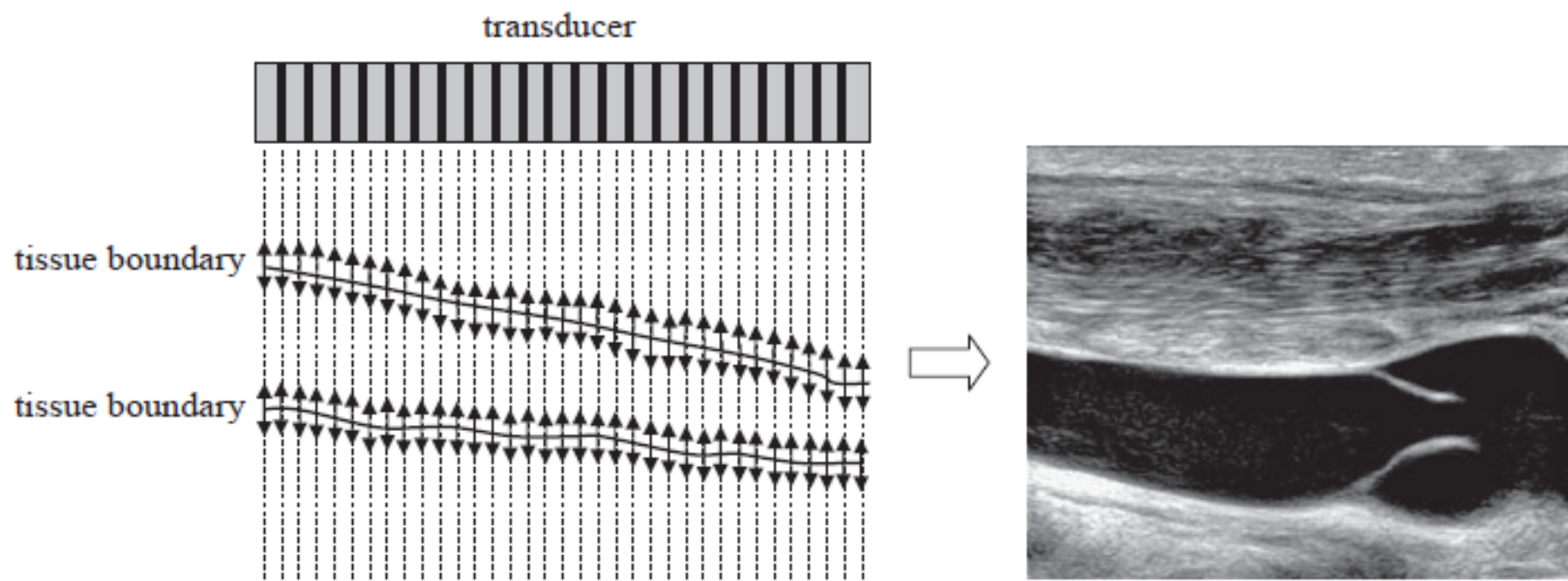
- کوچکی، قابلیت حمل و صرفه اقتصادی دستگاههای تصویربرداری اولتراسوند.
- امکان تصویربرداری پیوسته با کمترین ملاحظات ایمنی.
- امکان تصویربرداری از ساختار و شکل ارگانهای درونی بدن.
- اندازه گیری شارش خون به طور زمان واقعی (real time، بلا درنگ) و ارائه ی نقشه ای دقیق و با جزییات از سرعت حرکت خون در رگها.
- کاربرد وسیع در مطالعات زنان- زایمان،
- بررسی سلامت و عملکرد قلب جنین،
- به دلیل ماهیت عملکرد زمان واقعی، عدم استفاده از پرتوهای یونیزه کننده و یا میدان مغناطیسی شدید.

## ادامه ...

- استفاده گسترده در مطالعات قلبی- عروقی،
- به ویژه در تشخیص مشکلات دریچه ی میترا ل و نارسایی سپتوم.
- کاربردهای عمومی این روش تصویربرداری عبارتند از:
  - شناخت کیست های کبدی،
  - آنوریسم آئورتی،
  - بررسی گرفتگی یا تصلب (سخت شدگی) رگها و
  - هدایت و جایگذاری سوزن بایوپسی.

# مفاهیم اولیه

- اولتراسوند موجی مکانیکی است و گستره ی فرکانسی آن در کاربردهای بالینی، ۱ تا ۱۵ مگاهرتز است.
- سرعت صوت در بافت حدود  $1540 \text{ m/s}$  بوده و در گستره ی فرکانسی فوق، طول موج آن در حد  $0.1$  الی  $1.5 \text{ mm}$  است.
- امواج اولتراسوند توسط یک مبدل تولید می شوند که ممکن است آرایه ای از ۵۱۲ منبع (مجزا) باشد. (مطابق شکل)
- در ساده ترین حالت، تعداد کمی از این المانها به ترتیب فعال شده، امواج اولتراسوند (موازی) ایجاد شده و به سمت بافت گسیل می شوند.
- بخش کوچکی از انرژی این پرتوها از مرزهای بین بافتها بر می تابد که ناشی از خواص فیزیکی و اکوستیکی متفاوت آنهاست.
- انرژی باقیمانده امواج (پرتوها) از مرز بین دو بافت می گذرد.



**Figure 4.1**

(left) Basic principle of ultrasound imaging. A transducer sends a series of pressure waves through the tissue. At boundaries between tissues, a small fraction of the energy is backscattered towards the transducer where it is detected. Using the speed of sound through tissue, the depth of the tissue boundary can be determined. Electronic steering of the beam across the sample builds up successive lines which form the image. (right) The intensity of each pixel in the image is proportional to the strength of the detected signal reflected from that point.

## ادامه ...

- امواج بازتابیده توسط مبدل ها دریافت شده و فاصله با هر مرز بافت از تفاوت زمان بین ارسال و دریافت امواج قابل محاسبه است، چنین راهکاری شباهت زیادی به مکانیزم عملکرد رادار دارد.
- به محض اینکه پرتوهای بازتابیده از دورترین بخشهای بافت دریافت شد، المانهای مجاور امواج اولتراسوند دیگری را تولید و به درون بدن گسیل میدارند. این عمل تا تکمیل فرایند تصویربرداری ادامه می یابد.
- کل پروسه ی تصویربرداری در کسری از ثانیه انجام پذیر است و همین ویژگی امکان تصویربرداری اولتراسوند به صورت زمان حقیقی را موجب می شود.
- تصویربرداری اولتراسوند می تواند برای اندازه گیری شارش خون به واسطه ی اثر داپلر استفاده شود، چرا که خون همواره در حال دور و یا نزدیک شدن به مبدل است و بدین ترتیب فرکانس سیگنال دریافتی اندکی با فرکانس سیگنال (موج) ارسالی متفاوت خواهد بود.

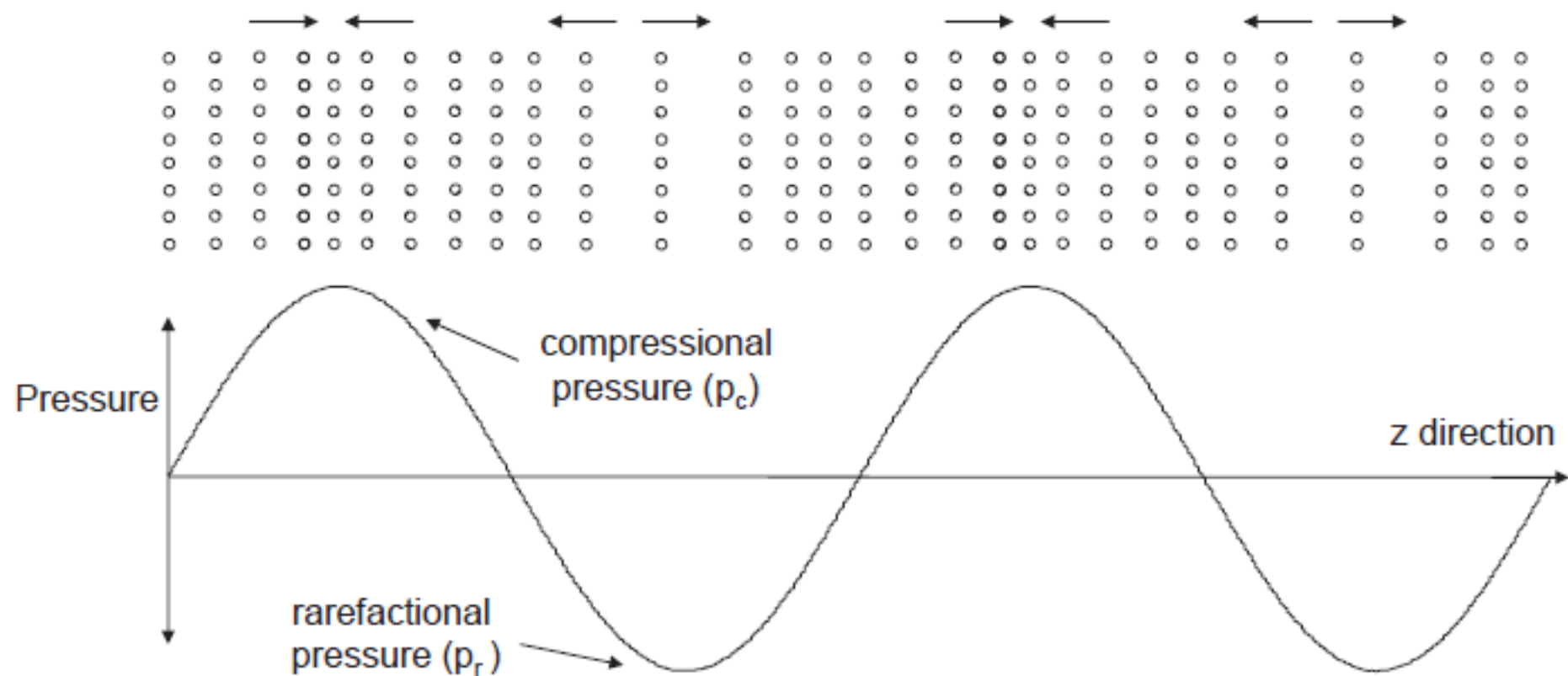
## ادامه ...

- در دهه ی گذشته پیشرفتهای حاصل در فن آوری و ساخت تجهیزات اولتراسوند، به بهبود و ارتقای چشم گیری در کیفیت تصاویر انجامیده است.
- به عنوان نمونه در حال حاضر، پهنای باند فرکانسی قابل پوشش توسط مبدلها، بسیار گسترده بوده و این موجب تهیه ی تصاویر در باندهای فرکانسی مختلف را فراهم می آورد،
- مبدلهای دو بعدی، امکان تصویربرداری اولتراسوند سه بعدی را به صورت زمان واقعی فراهم آورده اند،
- بهره گیری از الکترونیک دیجیتال در فن آوری مبدلها و پردازش سیگنالهای دریافتی با تکنیکهای نوین، به افزایش قابل ملاحظه کیفیت تصویر انجامیده است.
- گسترش (معرفی) مواد حاجب جدید برای اولتراسوند مبتنی بر فن آوری مایکروبابل ها، موجب افزایش شدت سیگنال حاصل از شارش خون تا چند ده برابر شده است.

# انتشار موج و امپدانس مشخصه ی اکوستیکی

- مدل ساده ی بافت، برای مطالعه ی مفاهیم انتشار امواج اولتراسوند، شبکه ای سه بعدی از ذرات کوچک است که با نیروهای الاستیک (کشسان) با هم مرتبط شده اند. (مطابق شکل)
- مبدل اولتراسوند یک موج فشار را به درون بافت گسیل داشته و عبور این موج دارای انرژی از بافت، ذرات بافت را به نوسان و می دارد.
- همچون دیگر موارد انتشار موج، در خصوص امواج اولتراسوند نیز فاصله ی پیموده شده توسط هر ذره در قیاس با مسافت پیموده شده ی کل توسط موج بسیار کوچک است.
- در تصویربرداری اولتراسوند، جهت نوسان ذرات و انتشار موج با هم یکی (بر هم منطبق) است و بدین ترتیب پلاریزاسیون امواج اولتراسوند افقی (طولی) است.





**Figure 4.2**

The effect of the passage of an ultrasound wave on the displacement of the molecules within tissue. The maximum positive pressure of the wave corresponds to the maximum compressional force, pushing the molecules together. The corresponding maximum negative pressure represents a rarefactional force.

## ادامه ...

- در گستره ی فرکانسی استفاده از اولتراسوند در کاربردهای بالینی، ۱ تا ۱۵ مگاهرتز، مقدار جابجایی ذرات بافت (W) چند دهم نانومتر است.
- سرعت موج اولتراسوند در بافت (c) نیز برحسب چگالی بافت ( $\rho$ ) و مقدار قابلیت فشرده شدن (K) تعیین می شود:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\kappa\rho}}.$$

- رابطه ی فوق بیانگر این است که در صورت سخت تر بودن بافت و/یا کم چگال بودن بافت، سرعت انتشار موج در آن بیشتر خواهد بود.

ادامه ...

- در جدول نمونه ای از سرعت انتشار موج اولتراسوند در بافتهای مختلف آورده شده است، این مقدار برای نرم ترین بافتها در حد  $1540 \text{ m/s}$  است.
- سرعت موج در هوا (ریه) و استخوان به طور ویژه مورد توجه هستند. چرا که در مورد هر دو بافت، اختلاف بسیار زیادی بین چگالی و قابلیت فشرده شدن وجود دارد.
- سرعت ذرات در راستای انتشار موج (که آنرا  $Z$  می نامیم)، مشتق زمانی جابجایی ذرات و مقدار آن نیز در حد  $0.01 \text{ m/s}$  خواهد بود:

$$u_z = \frac{dW}{dt}.$$

- این مقدار از سرعت انتشار موج،  $c$ ، بسیار کوچکتر است.

Table 4.1: Acoustic properties of biological tissues

	$Z \times 10^5$ (g cm <sup>-2</sup> s <sup>-1</sup> )	Speed of sound (m s <sup>-1</sup> )	Density (gm <sup>-3</sup> )	Compressibility $\times 10^{11}$ (cm g <sup>-1</sup> s <sup>2</sup> )
Air	0.00043	330	1.3	70 000
Blood	1.59	1570	1060	4.0
Bone	7.8	4000	1908	0.3
Fat	1.38	1450	925	5.0
Brain	1.58	1540	1025	4.2
Muscle	1.7	1590	1075	3.7
Liver	1.65	1570	1050	3.9
Kidney	1.62	1560	1040	4.0

ادامه ...

- فشار موج اولتراسوند در یک نقطه از راستای انتشار موج، بر حسب پاسکال (Pa)، عبارتست از:

$$p = \rho c u_z.$$

- اگر فشار مثبت باشد، یعنی نیرو فشاری (انقباضی) است و اگر منفی باشد بیانگر نیروی انبساطی است.
- یک پارامتر بسیار مهم در مطالعه ی تصویربرداری اولتراسوند، امپدانس اکوستیکی بافت است که با نسبت فشار به سرعت ذره تعریف می شود:

$$Z = \frac{p}{u_z}.$$

## ادامه ...

- این رابطه دوگان قانون اهم در الکتریسیته است. با یادآوری  $Z = V / I$ ، می توان ولتاژ/ فشار، جریان/ سرعت ذرات و امپدانس/ امپدانس مشخصه اکوستیکی را دوگان یکدیگر دانست.
- مقدار امپدانس مشخصه (اکوستیکی) بر حسب خواص فیزیکی بافت عبارتست از (جدول):

$$Z = \rho c = \rho \frac{1}{\sqrt{\rho \kappa}} = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

- مقادیر  $Z$  برای بافتهای نرم بسیار به هم شبیه است، اما برای بافت ریه (هوا) و استخوان اختلاف عمده ای با دیگر بافتها داشته و در مورد اول بسیار کمتر و در مورد دوم خیلی بیشتر است.
- با استفاده از سیستم SI، یک پاسکال برابر با  $1 \text{ kg/ms}^2$  یا  $10 \text{ g/cms}^2$  است و واحد قابلیت فشرده شدن نیز معکوس واحد فشار است.

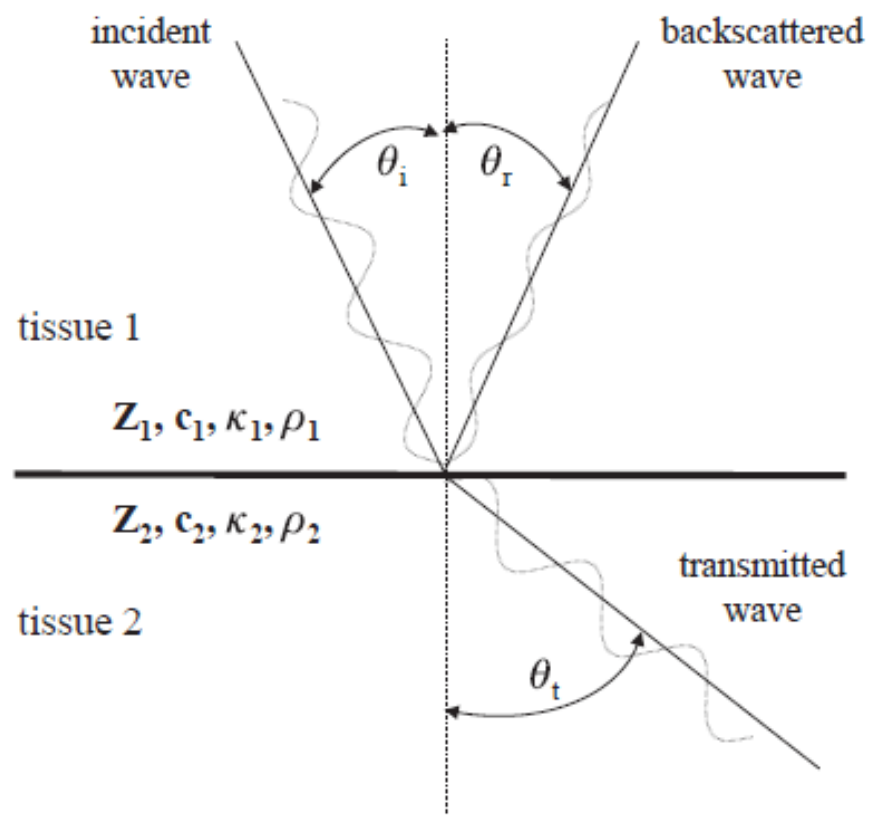
# بازتاب، شکست و پراکندگی موج در بافت

- هنگامی که پرتو اولتراسوند در بافت به پیش می رود، با بافتهایی با خواص فیزیکی مختلف برخورد می کند.
- هرگاه موج اولتراسوند با مرز بین دو بافت و یا ساختار کوچکی در درون یک بافت همگن مواجه شود، تفاوت در خواص اکوستیکی به شکست انرژی موج و بازگشت بخشی از آن به سوی مبدل می انجامد.
- این انرژی بازتابیده، سیگنال تشخیصی را تشکیل می دهد.

# بازتاب، عبور و شکست موج در مرز بین دو بافت

- هنگامیکه موج اولتراسوند با مرز دو بافت با  $Z$  (امپدانس اکوستیک) متفاوت برخورد می کند، سهم معینی از انرژی موج به سمت مبدل بر میگردد و باقیمانده ی آن در بدن به پیش میرود.
- ابتدا حالتی را بررسی می کنیم که مرز بین دو بافت هموار است، یعنی ابعاد آن به نسبت طول موج اولتراسوند، بسیار بزرگتر است.
- به عنوان یک شاخص عددی، فرض کنیم ابعاد مرز بسیار بزرگتر از ۱ میلی متر، طول موج متناظر با موج ۱/۵ مگار هرتزی باشد.
- مطابق شکل، روابط زیر بین زاویه ی برخورد  $(\theta_i)$  و زاویه ی بازتابش  $(\theta_r)$ ، زاویه ی برخورد  $(\theta_i)$  و زاویه ی عبور  $(\theta_t)$ ، فشار موج بازتابیده  $(p_r)$  و موج عبورکرده  $(p_t)$  و شدت موج بازتابیده  $(I_r)$  و شدت موج عبورکرده  $(I_t)$  برقرار است:





$$\theta_i = \theta_r,$$

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2},$$

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t},$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t},$$

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t)^2}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2},$$

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 Z_1 \cos^2 \theta_i}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2}.$$

ادامه ...

- همچنین روابط زیر بین ضرایب فشار و شدت موج بازتابیده و عبور کرده برقرار است:

$$T_p = R_p + 1,$$

$$T_I = 1 - |R_I|^2.$$

- با بررسی روابط فوق مشخص می شود که مقادیر زاویه ی برخورد ( $\theta_i$ ) و زاویه ی عبور ( $\theta_t$ ) به یکدیگر بسیار شبیه است مگر در حالتی که موج با فصل مشترک (مرز) بافت/ استخوان و یا بافت/ هوا برخورد کند که در چنین حالاتی تغییر عمده ای در مسیر موج رخ می دهد.
- این امر به آرتیفکت هندسی در تصاویر می انجامد که همچون جابجایی اندک بافتها تعبیر می شود.

## ادامه ...

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1},$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1},$$

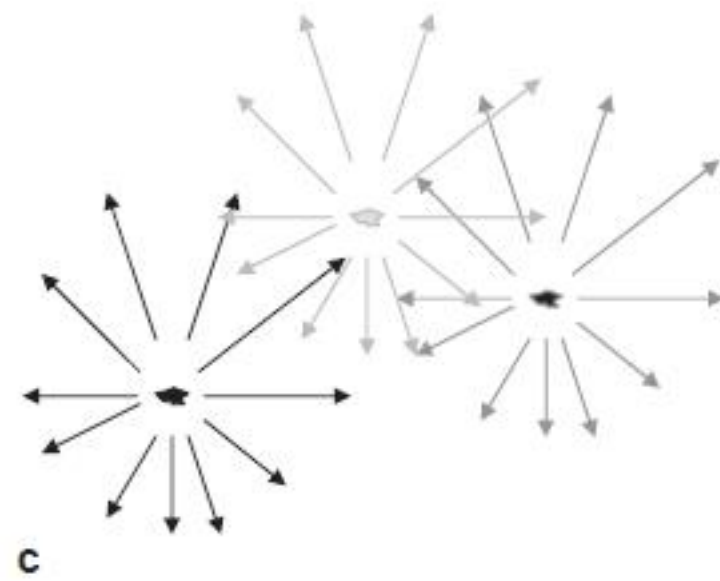
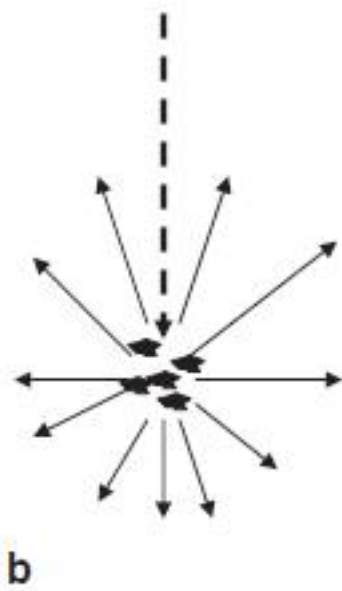
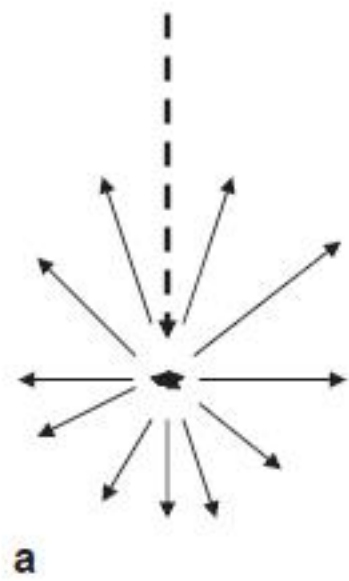
$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = R_p^2 = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2},$$

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}.$$

- قوی ترین حالت بازتاب، در حالتی خواهد بود که زاویه ی بین موج ورودی و مرز، ۹۰ درجه باشد. در چنین حالتی معادلات قبل به صورت روبرو قابل بازنویسی هستند:
- همچنین سیگنال بازتابیده (دریافتی توسط مبدل) در صورتی بیشینه خواهد بود که یکی از دو مقدار  $Z_1$  یا  $Z_2$  برابر صفر باشد.
- البته در چنین حالتی، موج دیگر درون بدن به پیش نخواهد رفت، همچون برخی از حالات تصویربرداری از دستگاه گوارش.
- در مجموع شدت بازتابیده از برخورد موج با مرز دو بافت نرم، کمتر از 0.1% شدت موج برخورد کننده است.

# پراکندگی حاصل از ساختارهای کوچک

- برخلاف حالت برخورد موج با مرزی هموار، ممکن است موج اولتراسوند با ساختاری برخورد کند که ابعاد آن در حد طول موج خودش و یا کوچکتر است.
- در اینصورت موج در همه ی جهات منحرف (پراکنده) می شود.
- زاویه و دامنه ی این امواج پراکنده شده به شکل، اندازه و خواص فیزیکی و اکوستیکی آن ساختار ( $Z, \rho, K$ ) بستگی دارد.
- اگر اندازه ی ساختار در قیاس با طول موج کوچک باشد، پراکندگی در جهات مختلف حالتی یکنواخت خواهد داشت اما انرژی بازتابیده به سمت مبدل اندکی از انرژی سایر امواج پراکنده شده بیشتر خواهد بود.
- از این حالت به پراکندگی رایلی (Rayleigh) یاد می شود و میزان انرژی مقدار انرژی امواج پراکندگی با توان چهارم فرکانس افزایش می یابد، مطابق شکل.



## ادامه ...

- مثال این حالت پراکندگی امواج توسط گلبولهای قرمز است که قطری در حد ۵ الی ۱۰ میکرون دارند.
- از آنجا که گلبولهای قرمز خون بسیار به یکدیگر نزدیکند، الگوی پراکندی ناشی از هر گلبول به طور سازنده (مثبت) با یکدیگر جمع می شوند.
- این پدیده پایه ی اولتراسوند داپلر است که راهکار بسیار مهمی در اندازه گیری شارش خون است.
- از دیگر سو چنانچه ساختارهای موجب پراکندگی از هم دور باشند، الگوی پراکندگی نهایی ترکیب پیچیده ای از برهم کنش (جمع و کاهش) آثار پراکندگی توسط هر ساختار خواهد بود.
- نتیجه ی نهایی این برهم کنش ها، لکه هایی در تصویر خواهد بود که اطلاعات زیادی در بر نداشته و همچون نویز در تصویر اولتراسوند ظاهر می شوند.
- راهکارهایی برای کاهش این سیگنالهای ناخواسته وجود دارد.

# جذب و تضعیف کلی انرژی اولتراسوند در بافت

- هنگامی که امواج اولتراسوند از بدن عبور می کنند، انرژی آنها بنا بر سازوکارهای مختلفی همچون شکست، پراکندگی و جذب کاهش می یابد.
- نتیجه نهایی این سازوکارها این است که انرژی برتابیده از مرزهای بین دو بافت دور از مبدل، نسبت به انرژی مرز بافتهای نزدیکتر، خیلی ضعیفتر است.

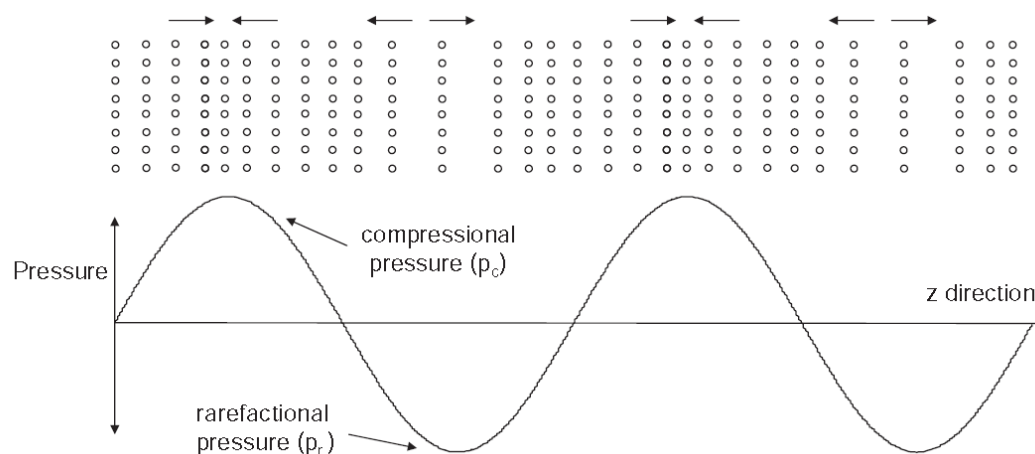
# استراحت و جذب کلاسیک

- علاوه بر بازتابش از مرز بافتها و برخورد امواج اولتراسوند با ساختارهای کوچک، شدت موج اولتراسوند به دلیل جذب که انرژی پرتو را بدل به حرارت میکند، نیز کاهش می یابد.
- دو ساز و کار برای جذب انرژی صوتی (اولتراسوند) در بافت زنده وجود دارد و سازوکار مهمتر، جذب استراحت نامیده می شود.
- بافتهای مختلف خواص الاستیک (کش سانی) متفاوتی دارند که می تواند با زمان استراحت  $\tau$  توصیف شود.
- منظور از زمان استراحت، زمانی است که ذرات (ساختارهای) بافت لازم دارند تا به حالت تعادل (آرامش) خود پس از جابجایی انبساطی یا انقباضی حاصل از عبور موج، برگردند.



# ادامه ...

- به عنوان مثال و مطابق شکل، حالتی را در نظر بگیرید که مقدار مثبت موج ذرات را به سمت راست هل می دهد و بخش منفی موج فشار، ذرات را در جهت مخالف (به سمت چپ) به حرکت وامیدارد.



## ادامه ...

- پس از عبور مقدار بیشینه ی (مثبت) موج فشار از یک منطقه ی بافت، نیروهای کش سان بافت ذرات را به سمت چپ می کشند.
- حال اگر زمان استراحت آن منطقه از بافت به گونه ای باشد که این حرکت بازگشتی، با عبور بخش منفی موج اولتراسوند همزمان شود (که می خواهد ذرات را به سمت چپ حرکت دهد)، این دو نیرو در جهت موافق یکدیگر عمل کرده و سهم نسبتاً کوچکی از انرژی موج اولتراسوند تحلیل می رود (گرفته می شود).
- از دیگر سو چنانچه زمان استراحت ذرات بافت و به تبع آن حرکت ذرات به سمت چپ با عبور سهم مثبت موج فشار همزمان شود، که می خواهد ذرات را به سمت راست سوق دهد، انرژی خیلی بیشتری از موج گرفته می شود.

ادامه ...

- یک مثال ساده برای درک این مفهوم چگونگی به حرکت درآوردن یویو و یا تاب است.
- فرایند استراحت با ضریب جذب استراحت،  $\beta_r$  مطابق رابطه ی زیر مشخص می شود:

$$\beta_r = \frac{B_0 f^2}{1 + \left(f/f_r\right)^2}$$

- چنانچه در شکل مشخص است  $\beta_r$  تابعی از فرکانس است و مقدار ماکزیمم آن  $f_r$  است که فرکانس استراحت نام دارد و برابر با  $1/\tau$  خواهد بود.
- مقادیر بزرگتر  $\beta_r$ ، متناظر با جذب بیشتر انرژی در بدن است.

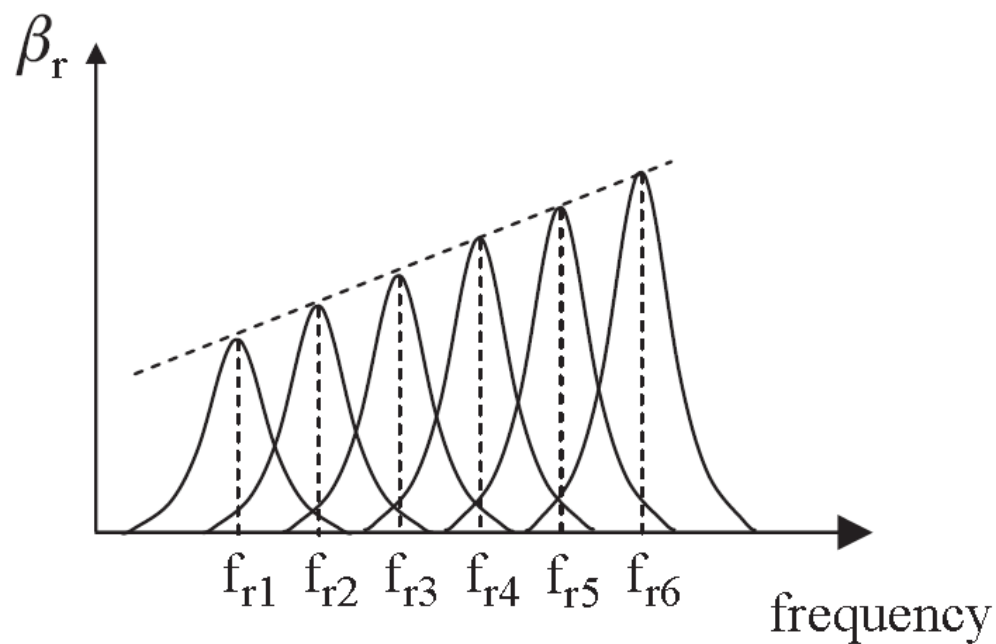
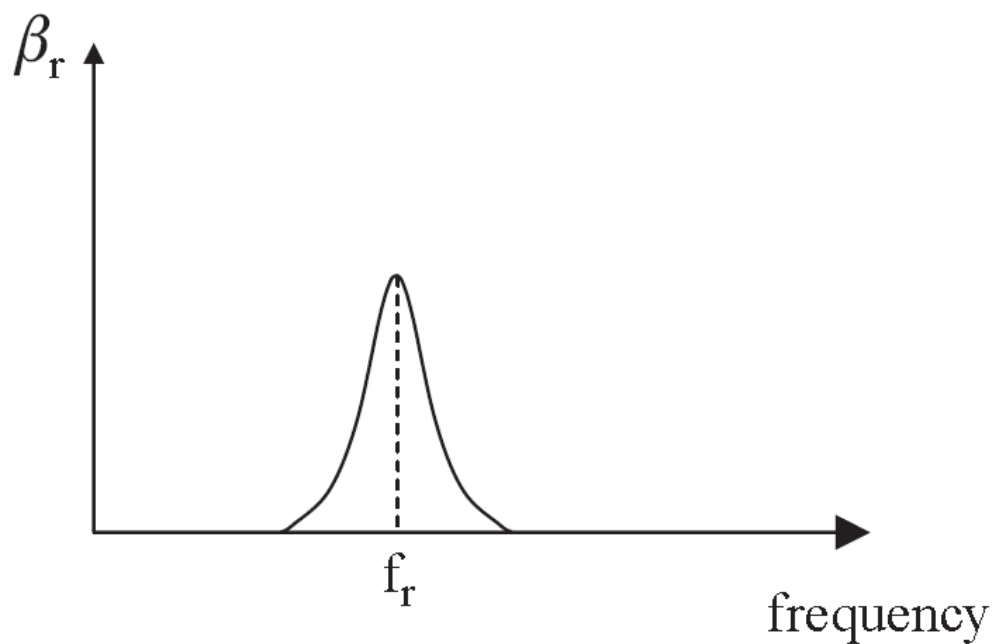
ادامه ...

- در واقعیت، بافت شامل گستره‌ی وسیعی از مقادیر  $\tau$  و  $\beta_r$  است و مقدار ضریب نهایی برابر با جمع (متوسط) تک تک آنهاست:

$$\beta_{r,tissue} \propto \sum_n \frac{f^2}{1 + \left(f/f_{r,n}\right)^2}$$

ادامه ...

- چنانچه در شکل نیز مشخص است و بر اساس مقادیر اندازه گیری شده ی جذب برای بافتهای مختلف، رابطه ای تقریبا خطی بین ضریب کلی جذب و فرکانس موج اولتراسوند وجود دارد



## ادامه ...

- ساز و کار دوم و کمتر اثرگذاری به نام جذب کلاسیک نیز برای جذب انرژی امواج اولتراسوند توسط بافت وجود دارد.
- این اثر به واسطه ی اصطکاک بین ذراتی که در هنگام عبور موج اولتراسوند جابجا می شوند، پدید می آید.
- این افت انرژی با ضریب تضعیف  $\beta_{\text{class}}$  توصیف شده و با توان دوم (مربع) فرکانس کار متناسب است.
- جذب نهایی ترکیبی از جذب استراحت و جذب کلاسیک است اما در بافتهای زنده و محدوده فرکانسها ی مورد استفاده در پزشکی، پدیده ی غالب، جذب استراحت است.

# ضرایب جذب

- تضعیف امواج اولتراسوند هنگامی که درون بافت منتشر می شوند، جمع جذب و پراکندگی حاصل از ساختارهای کوچک است.

- مفهوم تضعیف، کاهش نمایی هم فشار و هم شدت موج اولتراسوند است، هنگامی که موج به اندازه ی فاصله ی  $z$  را در درون بافت منتشر می شود:

$$I(z) = I(z = 0)e^{-\mu z}$$

$$p(z) = p(z = 0)e^{-\alpha z}$$

- در اینجا  $\mu$  ضریب تضعیف شدت و  $\alpha$  نیز ضریب تضعیف فشار بوده و هر دو با واحد  $1/\text{cm}$  سنجیده می شوند. مقدار  $\mu$  معمولاً دو برابر  $\alpha$  است.

- مقدار  $\mu$  معمولاً با واحد  $\text{dB}/\text{cm}$  بیان می شود و رابطه ی این دو واحد نیز عبارتست از:

$$\mu(\text{dB cm}^{-1}) = 4.343\mu(\text{cm}^{-1})$$

## ادامه ...

- به عنوان یک قانون سرانگشتی مفید، هر 3 dB معادل با افت دو برابری شدت (انرژی در واحد سطح) است. پس 6 dB معادل با کاهش شدت با فاکتور 4 است و به همین ترتیب.
- وابستگی  $\mu$  به فرکانس برای بافتهای نرم عبارتست از: (cm . MHz) / 1 dB یعنی در فرکانس 2 MHz ضریب تضعیف برابر است با 2 dB/cm.
- در مورد چربی، ضریب تضعیف با رابطه ی تقریبی:  $0.7 f^{1.5}$  dB توصیف شده و ضریب تضعیف برای هوا و استخوان بسیار بالاتر (cm . MHz) / 45 dB و 8.7dB/ (به ترتیب) است.



## مثال 1.

The intensity of a 3 MHz ultrasound beam entering tissue is  $10 \text{ mW/cm}^2$ . Calculate the intensity at a depth of 4 cm.

The attenuation coefficient is  $1 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ , and so has a value of  $3 \text{ dB cm}^{-1}$  at 3 MHz. At a depth of 4 cm, the attenuation is 12 dB, which corresponds to a factor of 16. So the intensity of the beam is  $0.625 \text{ mW/cm}^2$ .

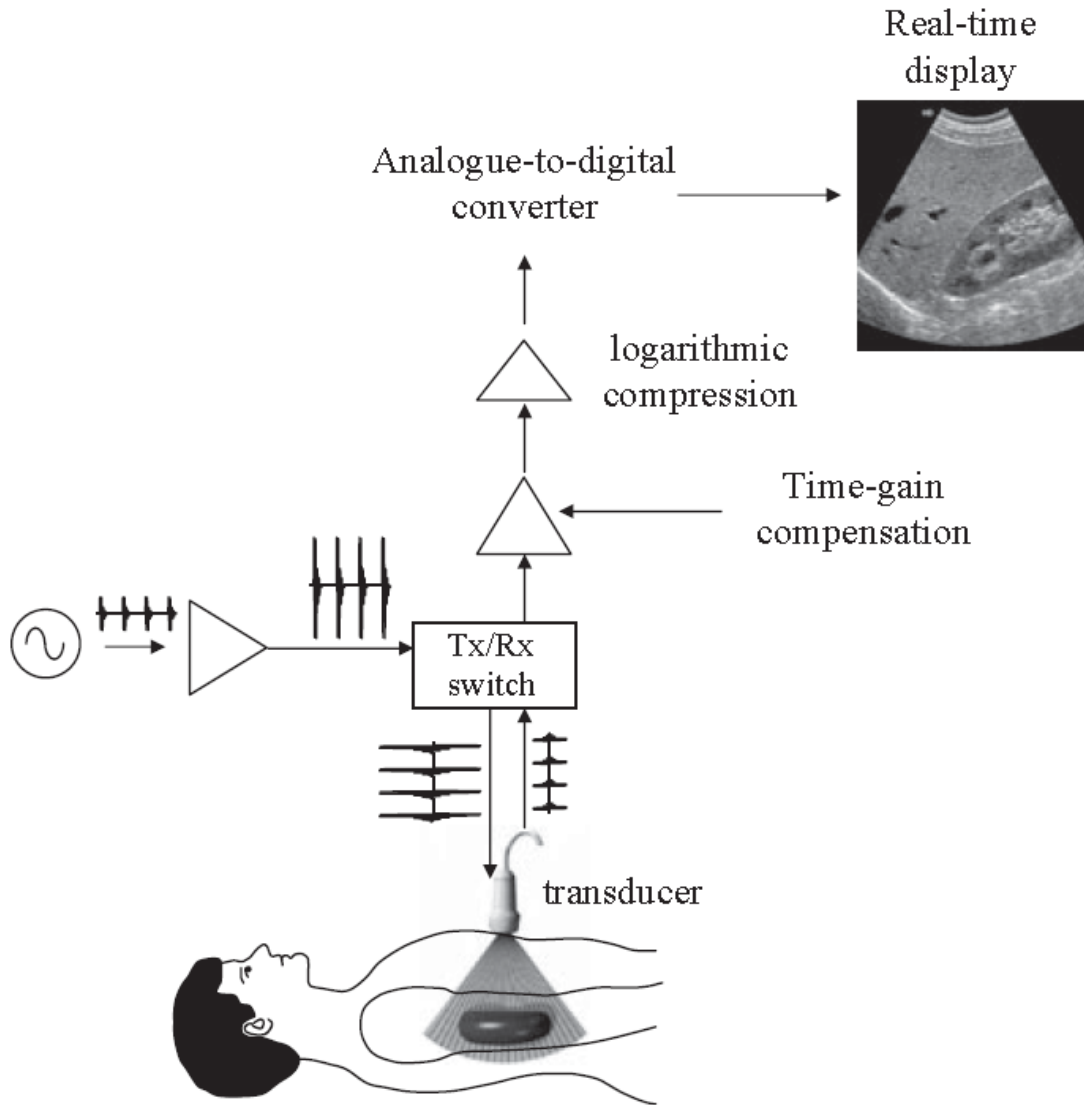
# ساختار تجهیزات

- دیاگرام بلوکی تجهیزات پایه ای (اصلی) مورد استفاده در تصویربرداری اولتراسوند در شکل به نمایش درآمده است:

- سیگنال اعمالی به مبدل توسط یک تولید کننده فرکانس (نوسان ساز) پدید می آید.

- خروجی تولید کننده ی فرکانس برای یک بازه زمانی کوتاه امکان اعمال به مبدل را می یابد و پس از آن مسیرش به مبدل مسدود می شود.

- بنابراین پالسهایی کوتاه مدت و متناوب ایجاد می کند. این سیگنالها تقویت شده و از طریق سویچ ارسال / دریافت به مبدل اعمال می شوند.



## ادامه ...

- از آنجا که مبدل هم پالس (سیگنال) های پرقدرت را اعمال و هم سیگنالهای با شدت بسیار اندک را دریافت می کند، مدارهای دریافت و ارسال باید به خوبی از هم ایزوله شده باشند.
- سیگنال الکتریکی تقویت شده توسط مبدل به موج فشار مکانیکی تبدیل شده و به درون بافت ارسال می شوند.
- چنانچه پیشتر نیز دیدیم بازتاب از مرز بین بافتها و یا پراکندگی توسط ساختارهای کوچک درون بافت، رخ می دهد.
- بخشی از امواج حاصل از این دو پدیده در زمانهای متفاوتی که براساس عمق عامل آن در بافت تعیین می شود، به مبدل رسیده و بدل به سیگنال الکتریکی می شوند.

## ادامه ...

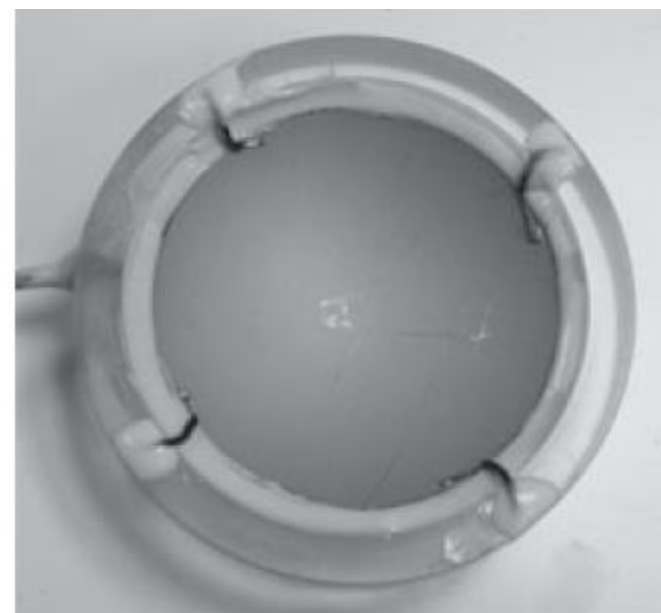
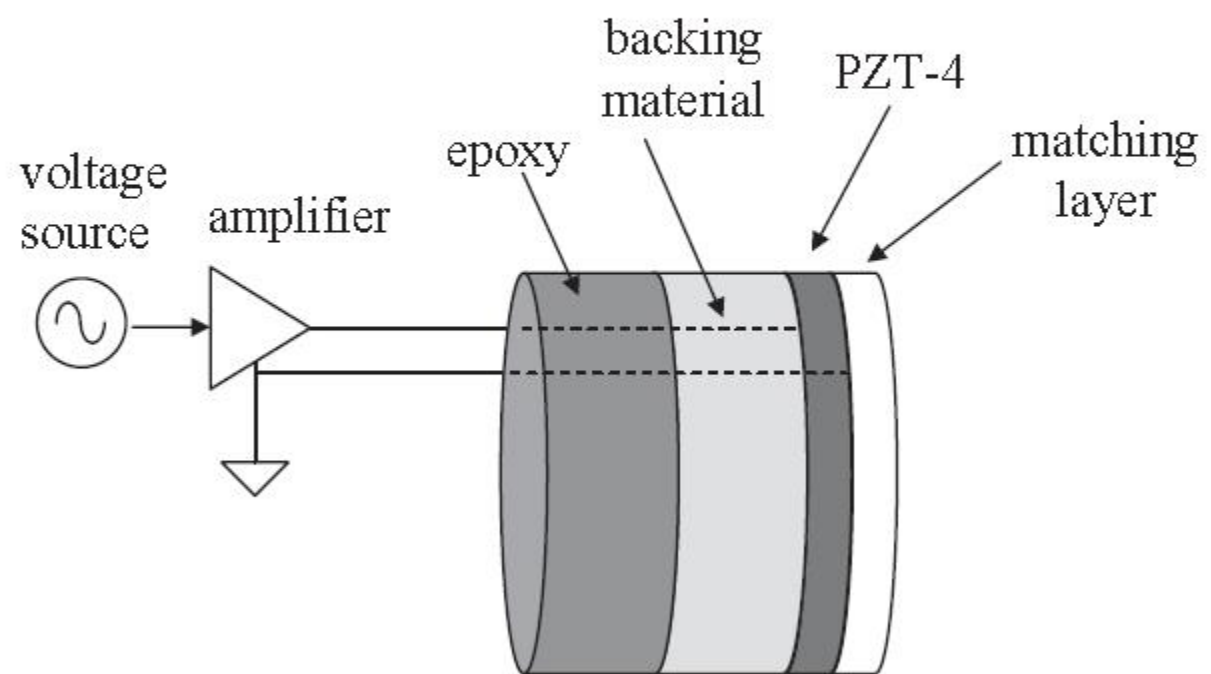
- این ولتاژ (سیگنال) به دلیل دامنه ی نسبتاً کوچکی که دارد و قبل از دیجیتال شدن با یک (پیش) تقویت کننده ی بسیار کم نویز، تقویت می شود.
- از تکنیکی موسوم به جبران سازی زمان- بهره برای کاهش رنج دینامیکی سیگنالها بهره برده و پس از تقویت مناسب و پردازش سیگنال ها، تصاویر به صورت زمان واقعی (بلا درنگ) بروی مانیتور کامپیوتر نمایش داده می شوند.
- چنانچه از مبدل های آرایه ای دارای فاز استفاده کنیم، در هر دو مسیر ارسال و دریافت به مدارهای بیشتری نیاز است.

# مبدل‌های اولتراسوند تک المانه

- هر چند امروزه بخش عمده ای از مبدل‌ها شامل یک آرایه ی بزرگ از المانهای کوچک هستند، اما مطالعه ی ساختار و ویژگیهای مبدل‌های تک المانه برای درک فیزیک مبدل‌های اولتراسوند بسیار مفید است.
- چنانچه به طور شماتیک در شکل آورده شده است، مواد پیزوالکتریک شکل داده شده، بخش فعال همه ی مبدل‌ها بوده و از ترکیبات سه عنصر سرب، زیرکونیوم و تیتانیوم تشکیل شده است.
- روش ساخت بدین ترتیب است که مخلوطی از پودر اکسید این سه فلز، بیشتر از  $120^{\circ}\text{C}$  حرارت داده می شوند و در میدان الکتریکی بسیار قوی در حد چند ده کیلو ولت بر سانتیمتر، قرار می گیرند.
- این میدان قوی دایپل (دو قطبی) های ماده را هم راستا می کند و قابلیت پیزوالکتریک یعنی تبدیل نوسانات ولتاژ (سیگنال سینوسی) به تغییر ابعاد فیزیکی و برعکس را، در آن پدید می آورد.

## ادامه ...

- در ادامه میله های باریک پیزوالکتریک درون رزین قرار داده می شوند و حاصل به شکل و سایز مورد نیاز در می آید.
- در مورد مبدل های تک المانه، این المان معمولاً شکلی دیسک مانند (گرد) دارد و یا به صورت پوسته ای استوانه ای و یا کروی شکل در می آید.
- هر دو وجه این المان با لایه ای نازک از نقره پوشانده شده و با سیم های رابط به کابل کواکسیالی که به سویچ ارسال/ دریافت ختم میشوند، وصل میشوند.



## ادامه ...

- هنگامی که سیگنالی سینوسی (ولتاژی نوسانی) به یک وجه المان پیزوالکتریک اعمال می شود، بدنه (ضخامت) آن با فرکانسی مشابه آن شروع به نوسان می کند.
- تغییر در ضخامت المان پیزوالکتریک متناسب با دامنه و قطبیت این ولتاژ است. دامنه و قطبیت ولتاژ اعمالی به مبدل، میتواند در حد حداکثر جابجایی ممکن برای آن مبدل باشد و سیگنالی فراتر از آن می تواند به آسیب به مبدل بی انجامد.
- تماس فیزیکی مبدل با پوست بیمار، حرکت المان پیزوالکتریک را به صورت موج فشار به بدن بیمار منتقل می کند.



## ادامه...

- المان پیزوالکتریک فرکانس تشدید طبیعی  $f_0$  دارد که برآمده از ضخامت آن است. این ضخامت برابر با نصف طول موج اولتراسوند در کریستال است.

$$t = \frac{\lambda_{\text{crystal}}}{2} = \frac{c_{\text{crystal}}}{2f_0} \Rightarrow f_0 = \frac{c_{\text{crystal}}}{2t}.$$

- سرعت موج در کریستال پیزوالکتریک در حدود  $4000 \text{ m/s}$  بوده و بنابراین ضخامت لازم برای عمل در فرکانس  $3 \text{ MHz}$  در حد  $1.3 \text{ mm}$  است.
- چنانچه پیشتر نیز در معادله ی زیر دیدیم:

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t)^2}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2},$$

هر چه اختلاف بین امپدانس مشخصه ی اکوستیک دو ماده بزرگتر باشد، شدت موج بازگشتی از مرز آن دو نیز بیشتر است.

## ادامه ...

- یک مبدل پیزوالکتریک (PZT) امپدانس مشخصه ای در حد  $30 \times 10^5 \text{ g/cm}^2 \cdot \text{s}$  دارد که با Z پوست و یا بافت در حد  $1.7 \times 10^5 \text{ g/cm}^2$  مقایسه می شود.
- بنابراین بدون برخی تغییرات، مقدار بزرگی از انرژی از سطح پوست بیمار باز می تابد و (بازده) ورود موج به بدن بیمار به شدت کاهش می یابد.
- برای افزایش این کارایی و با افزودن یک لایه ی سازگار کننده به سطح خارجی کریستال، بین مبدل و بدن بیمار یک تزویج اکوستیکی ایجاد می شود.
- منظور از تزویج این است که شرایطی را فراهم آورده ایم تا حداکثر انرژی ممکن از مبدل وارد بدن بیمار شود.

ادامه ...

- می توان حدس زد که امپدانس مشخصه ی اکوستیک این لایه ی سازگار کننده چیزی بین امپدانس مبدل ( $Z_{PZT}$ ) و امپدانس پوست ( $Z_{SKIN}$ ) باشد. در حقیقت امپدانس اکوستیک لایه ی سازگار کننده، میانگین هندسی دو مقدار فوق است:

$$Z_{\text{matching layer}} = \sqrt{Z_{PZT} Z_{\text{skin}}}$$

- ضخامت این لایه نیز باید  $1/4$  طول موج باشد تا انتقال انرژی به لایه در هر دو جهت حداکثر گردد.
- هر چند لایه ی سازگار کننده بازده انتقال (و دریافت) موج را افزایش می دهد، اما به کارایی 100% نمی رسیم و بسیاری از تولیدکنندگان از چندین لایه ی سازگار کننده برای افزایش بیشتر بازدهی استفاده می کنند.

## ادامه...

- چنانچه در شکل قبل دیدیم، المان PZT به طور مکانیکی با یک لایه ی میرا کننده شامل لایه ای نگهدارنده و اپوکسی تزویج شده است.
- در تصویربرداری اولتراسوند، تعدادی از پالسهای کوتاه انرژی اولتراسوند به سمت بدن فرستاده می شود.
- چنانچه بعدا خواهیم دید، ریزبینی فضایی Axial (در راستای انتشار موج) متناسب با طول این پالس اولتراسوند بوده و یک پالس کوتاه برای ریزبینی مکانی خوب مورد نیاز است.
- خروجی تولید کننده ی فرکانس (نوسان ساز) برای یک زمان کوتاه باز می شود که به طور معمول شامل دو یا سه دوره ی تناوب فرکانس موج اولتراسوند برای هر پالس می شود.

## ادامه ...

- اگر از میراگر مکانیکی استفاده نشود، عنصر پیزوالکتریک پس از اتمام پالس الکتریکی نیز به حرکت (نوسان) ادامه خواهد داد و پالس اولتراسوند حاصل بزرگتر (طولانی مدت تر) از پالس مورد انتظار خواهد بود.
- این به کاهش ریزبینی مکانی (در راستای Axial) می انجامد. (مطابق شکل)
- مثالی که به درک این پدیده کمک کند، ضربه زدن به زنگ بزرگ (ناقوس) است که در صورت عدم استفاده از میراگر، صدا (طنین) آن تا مدتها به گوش خواهد رسید.
- خواهیم دید که میراگری کارا در دستیابی به پهنای باند فرکانس گسترده نیز مهم است و مواد میراکننده نیز با استفاده از مخلوط اپوکسی و اکسید آلومینیوم تهیه می شوند.

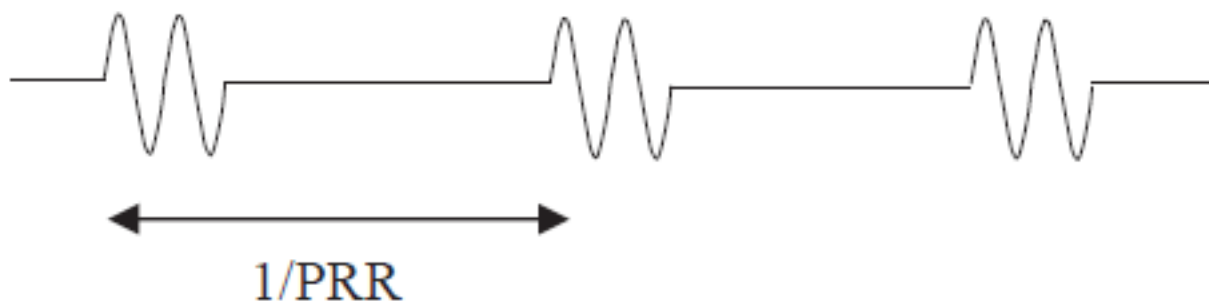
Frequency  
generator



Gating signal



Voltage pulse



Pressure wave  
low transducer damping



Pressure wave  
high transducer damping



time →

# اپوکسی

- اپوکسی خانواده‌ای از مواد شیمیایی است که در آنها یک اتم اکسیژن و دو اتم کربن دیگر باهم پیوند خورده‌اند، اگر این مواد شیمیایی ظاهری شبیه به صمغ درخت داشته باشند، از آن به عنوان رزین اپوکسی یاد می‌شود.

- کاربردها:

- ساخت قاب‌های مستحکم
- تولید جواهر و زیورآلات مصنوعی
- عایق و پوشش، عایق‌بندی و دفن قطعات الکتریکی
- لایه‌گذاری در صنایع فایبرگلاس
- پوشش‌دهنده کف
- مواد اولیه در رنگ‌سازی، چسب‌ها و ...

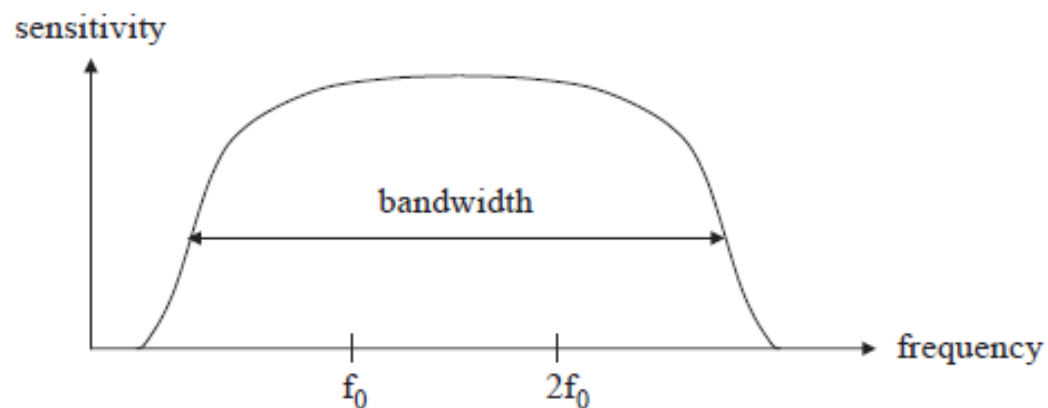
# ادامه ...

- خواص اپوکسی:
- عایق الکتریکی
- مقاوم نسبت به مواد شیمیایی
- مقاومت نسبت به تغییرات حرارت
- قابلیت جذب تنش‌های مکانیکی و حرارتی



# پهنای باند مبدل

- حتی در حالتی که مبدل دارای فرکانس مرکزی است، پهنای باند یک مبدل امروزی بسیار وسیع است.



## ادامه ...

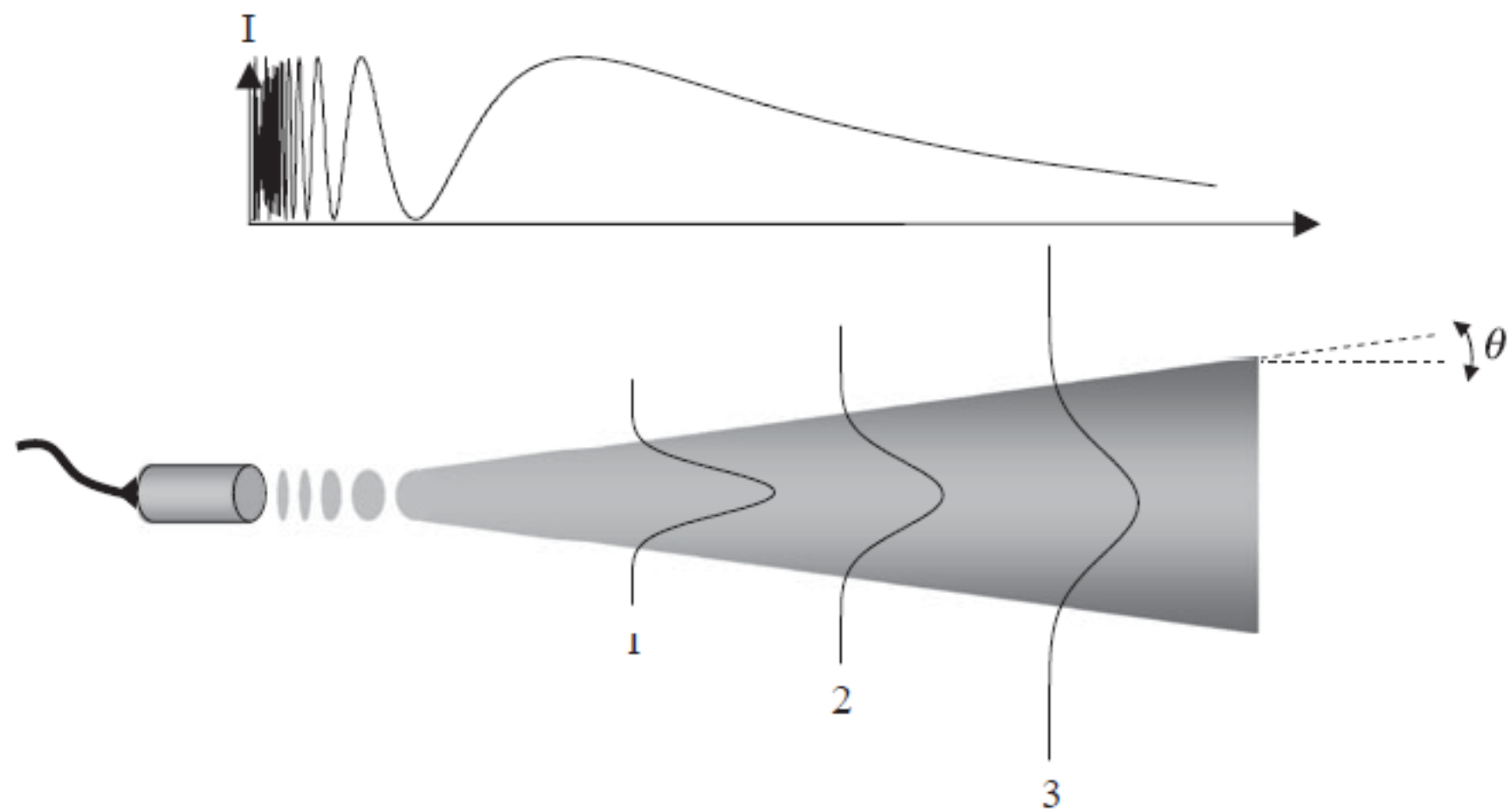
- به عنوان مثال، مبدل خاصی با فرکانس مرکزی  $f_0=3\text{MHz}$ ، اغلب فرکانس‌های 1-5 MHz را پوشش می‌دهد.
- این یعنی به جای اینکه ناگزیر از داشتن چند مبدل با فرکانس‌های مرکزی 2,3,4,5 باشیم، یک مبدل در همه این فرکانس‌ها و کاربردهای متناظر پاسخگوست.
- چنانچه بعداً خواهیم دید، پهنای باند بسیار گسترده بدین معنا است که در مواردی که یک فرکانس ارسال شده است ( $f_0$ )، اما فرکانس هارمونیک دوم ( $2f_0$ ) نیز دریافت شده است بدون اینکه لازم باشد از دو مبدل استفاده کنیم.
- هرچقدر میرایی مکانیکی بیشتر باشد، پهنای باند مبدل نیز بزرگتر است.

## ادامه...

- با پیشرفت‌های اخیر در مهندسی مواد، المان‌های PZT به سمت کوچکی و جهت‌دار شدن کریستال‌ها رفته‌اند.
- این امر کارایی و پهنای باند مبدل‌ها را افزایش داده است.
- رابطه بین فرکانس مرکزی و پهنای باند معمولاً در قالب پارامتر کیفیت  $Q$ ، به صورت نسبت فرکانس مرکزی به پهنای باند، تعریف می‌شود.
- مقادیر بسیار اندک  $Q$ ، 1-2 به پهنای باند بسیار گسترده (بالا) می‌انجامد.

# هندسه موج و ریزبینی جانبی

- شکل دوبعدی پرتو حاصل از یک مبدل با یک کریستال پیزوالکتریک هموار در شکل نمایش داده شده است.
- الگوی موج در نزدیکی مبدل بسیار پیچیده است، در برخی نواحی شدت به صفر تقلیل می‌یابد و این ناحیه برای اسکن تشخیصی مفید نیست.
- این منطقه به میدان نزدیک یا ناحیه Fresnel شناخته می‌شود.
- فراتر از این ناحیه، شدت (دامنه ی) پرتوهای اولتراسوند نوسان نمی‌کنند اما به طور نمایی و وابسته به فاصله افت می‌کنند.
- به این ناحیه، ناحیه میدان دور یا Franhofer اطلاق می‌شود.



ادامه ...

- مرز بین این دو ناحیه، موسوم به مرز میدان نزدیک (NFB) در فاصله  $Z_{\text{NFB}}$  از وجه مبدل رخ می‌دهد و عبارتست از:

$$Z_{\text{NFB}} \approx \frac{r^2}{\lambda},$$

- که  $r$  شعاع مبدل و  $\lambda$  طول موج اولتراسوند در بافت است.
- در NFB، پرتو پهنای جانبی تقریبی، معادل با قطر مبدل دارد.
- فراتر از NFB، پرتو در جهت جانبی واگرا می‌شود که زاویه آن  $(\theta)$  عبارتست از:

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right).$$

## ادامه ...

- در میدان دور و مطابق شکل فوق، شکل جانبی پرتو تقریباً گوسی است.
- در این حالت ریزبینی جانبی با کمیت FWHM تعریف می‌شود و عبارتست از:

$$\text{FWHM} = 2.36\sigma$$

- که  $\sigma$  انحراف استاندارد تابع گوسی است. تعریف FWHM ؟
- همچنین باید توجه شود که در یک مبدل تک المانه نیز لب‌های جانبی کماکان تولید می‌شوند. اولین صفر این لب‌های جانبی در زاویه  $\phi$  با رابطه‌ی زیر رخ می‌دهد:

$$\phi = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right).$$

- این لب‌های کناری سبب ایجاد آرتیفکت در تصویر می‌شوند چنانچه انرژی این لب‌ها، توسط بافت‌هایی که خارج از محدوده مورد مطالعه قرار دارند، بازتاب داده شوند.

## قدرت تفکیک Axial (مقطع عرضی)

- منظور از ریزبینی مقطعی، نزدیکترین فاصله‌ای است که دو مرز می‌توانند در راستای انتشار موج با یکدیگر داشته باشند و کماکان به عنوان دو مرز متفاوت تشخیص داده شوند نه یک ساختار ترکیبی. رابطه ریزبینی عرضی عبارتست از:

$$\text{Axial resolution} = \frac{1}{2} p_{dc}.$$

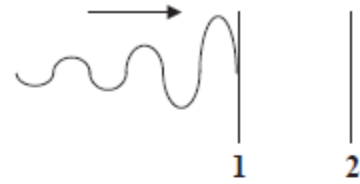
- که  $p_d$  عرض پالس (برحسب ثانیه) بوده است، بدین ترتیب مقدار ریزبینی عرضی، برابر با نصف عرض پالس است.



## ادامه ...

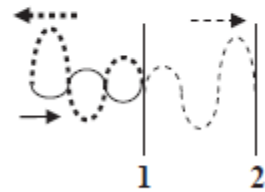
- نمودار توصیفی بازتاب موج در شکل نمایش داده شده است و نشان می‌دهد یک پالس RF شامل سه دوره تناوب درون بافت ارسال می‌شود.
- دو سیگنال بازتابیده شده مختلف، از مرز ۱ و ۲ قابل تفکیک از یکدیگرند و دارای همپوشانی نشده‌اند چرا که فاصله بین آنها نصف عرض پالس است.
- مقادیر معمول ریزبینی عرضی 1.5 mm در فرکانس 1 MHz و 0.3 mm در فرکانس 5MHz است، هرچند تضعیف پرتو اولتراسوند در فرکانس‌های بالاتر افزایش می‌یابد:  
(1 dB cm<sup>-1</sup> MHz<sup>-1</sup>)

$t_0$



wave strikes  
boundary 1

$t_0 + \Delta t$



wave reflected  
from boundary 1



wave transmits  
through boundary 1



trailing edge of waves  
continues to travel  
towards boundary 1

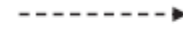
$t_0 + 2\Delta t$



wave reflected  
from boundary 1



wave transmits  
through boundaries 1 & 2



waves transmits  
through boundary 1



wave reflected  
from boundary 2

$t_0 + 3\Delta t$



wave reflected  
from boundary 1



wave transmits  
through boundaries 1 & 2



wave reflected  
from boundary 2

## ادامه ...

- و بنابراین یک مصالحه (trade off) بین عمق نفوذ و ریزبینی عرضی وجود دارد.
- مبدل های اولتراسوند فرکانس بالا می توانند ریزبینی بسیار بالایی را ایجاد کنند، اما تصویربرداری تنها در نزدیکی سطح آنان امکان پذیر است.
- به عنوان مثال فرکانس های 40 MHz می توانند برای تصویربرداری با ریزبینی بالا از پوست و بررسی عوارض پوستی همچون ملانوم استفاده شود.
- ریزبینی عرضی به کمک درجه میرایی مبدل، می تواند افزایش یابد.
- در نهایت به این نکته باید توجه شود که مبدل های دارای پهنای باند بالا، فرکانس پایین را برای نفوذ بیشتر و فرکانس های بالاتر برای ریزبینی بالاتر را تولید می کنند.

# فاصله کانونی مبدل

- از آنجا که یک مبدل تک المان هموار، دارای ریزبینی جانبی نسبتاً ضعیفی است، مبدل‌ها متمرکز می‌شوند تا پرتو اولتراسوند باریک‌تر تولید کنند.
- دو راهکار پایه برای تولید یک مبدل متمرکز شونده وجود دارد: استفاده از لنز مقعر پلاستیکی که در جلوی المان پیزوالکتریک قرار می‌گیرد و یا سطح المان پیزوالکتریک به طور منحنی ساخته شود.
- شکل منحنی با شاخصی به نام f-number تعریف می‌شود که به صورت نسبت فاصله کانونی به لبه دهانه است:

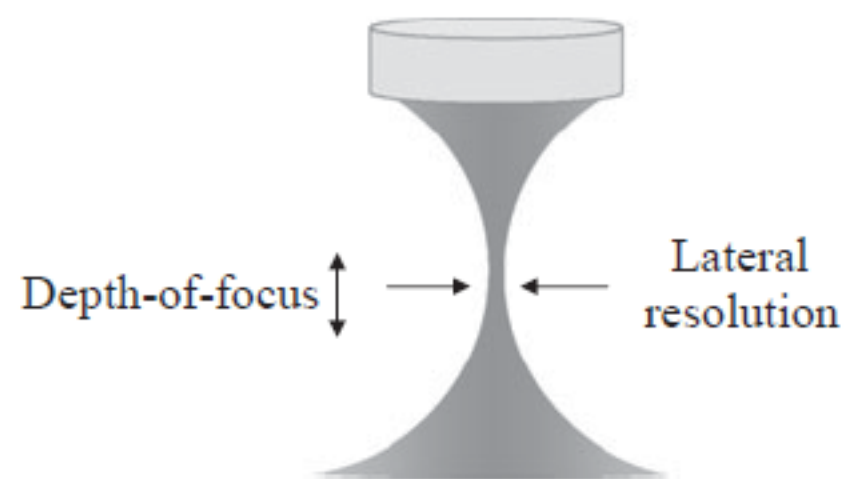
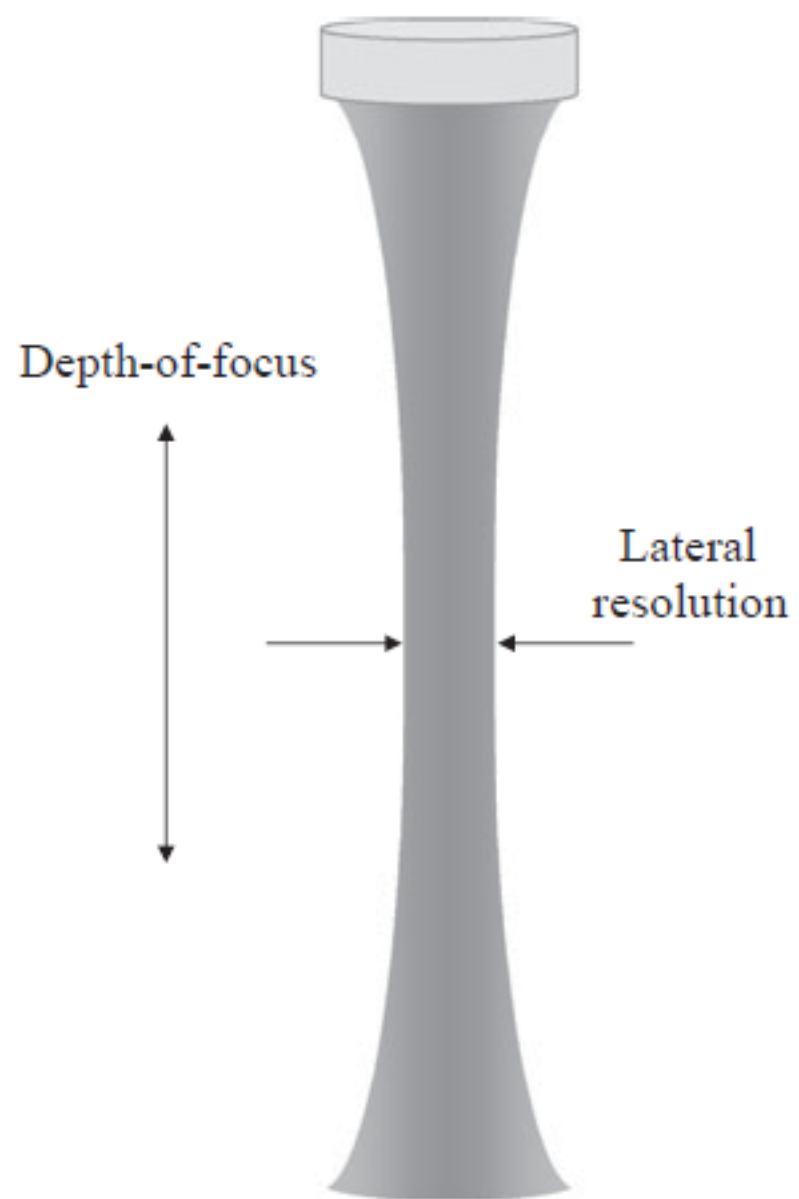
$$f\# = \frac{\text{focal distance}}{\text{aperture dimension}},$$

## ادامه...

- که بعد دهانه معادل با اندازه المان پیزوالکتریک است.
- نقطه‌ای که موج اولتراسوند در آن متمرکز می‌شود و به عبارت دیگر پهنای جانبی موج به باریک‌ترین حالت خود می‌رسد، نقطه کانونی تعبیر شده و در فاصله کانونی فرض می‌شود (در فاصله  $F$  از سطح مبدل).
- به استثناء مبدل‌هایی که قابلیت متمرکزکنندگی آنها بسیار بالاست (دارای سطح بسیار منحنی)، می‌توان تقریباً فاصله کانونی را برابر با شعاع انحنای لنز (تقعر) یا المان PZT فرض کرد.
- همچون مبدل‌های هموار، رزولوشن جانبی یک مبدل متمرکزشونده نیز با افزایش فرکانس کار بهبود می‌یابد.

## ادامه ...

- افزون بر آن، مبدل منحنی با قطر کمتر، پرتو را در قیاس با مبدلی با قطر بزرگتر، باریکتر متمرکز می‌کند.
- رزولوشن جانبی با رابطه  $\lambda F/D$  بیان می‌شود که  $D$  قطر مبدل است.
- انتخاب قدرت متمرکزشوندگی مبدل، مصالحه‌ای بین بالاترین ریزبینی مکانی و عمقی است که در آن رزولوشن منطقی بدست می‌آید.
- چنانچه در شکل ملاحظه می‌شود، یک مبدل با قابلیت متمرکزشدن اندک و دیگری با امکان تمرکز بالا داریم.
- مشکل (محدودیت) مبدل با قابلیت متمرکزشدن بالا مشخص است، در نقاط دور از صفحه کانونی پرتوها خیلی بیشتر از مبدل دیگر واگرا (از هم باز) می‌شوند.



## ادامه ...

- این پدیده می تواند با پارامتر عمق تمرکز بر محور، کمی شود.
- این پارامتر عبارتست از فاصله ای که در آن شدت پرتو، به 50% مقدار حداکثر خود می رسد.

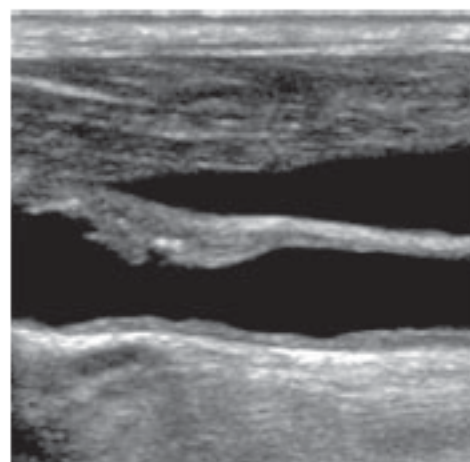


# آرایه‌ای از مبدل‌ها (مبدل‌های آرایه‌ای)

- آرایه‌های تک المانه برای تصویربرداری، با آرایه‌های بزرگ متشکل از چندین المان پیزوالکتریک کوچک جایگزین شده‌اند.
- این آرایه‌ها امکان تصویربرداری دوبعدی را با زمان‌بندی و هدایت الکترونیکی پرتوهای اولتراسوند در بدن بیمار، هنگامیکه اپراتور مبدل را در موقعیت ثابتی نگاه داشته است، فراهم می‌آورند.
- مدارهای الکترونیکی پیچیده‌ای برای تغییر دادن دینامیکی کانون هم در مرحله ارسال پالس و هم دریافت سیگنال وجود دارد که به ریزبینی بسیار بالا تصویر می‌انجامد.
- دو نوع از مبدل‌های آرایه‌ای وجود دارد: خطی و دارای فاز متغیر (فازبندی).

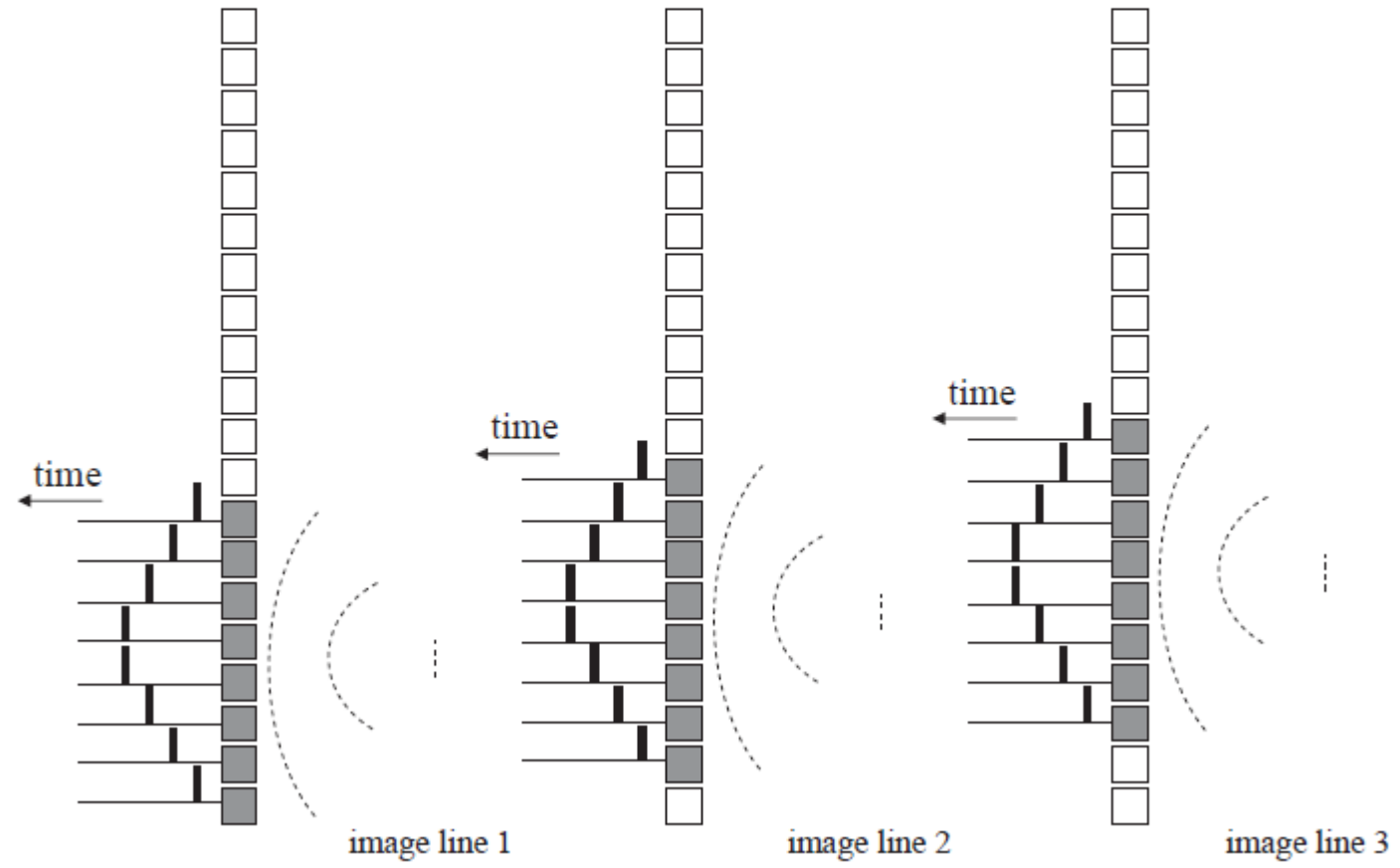
# آرایه‌های خطی

- یک آرایه خطی از تعداد زیادی، معمولاً ۱۲۸ الی ۵۱۲ المان پیزوالکتریک چهارگوش تشکیل شده است.
- مطابق شکل، از فضا (فاصله)ی بین المانها به بریدگی (یا چاک) یاد می‌شود و فاصله‌ی بین مراکز آنها pitch نامیده می‌شود.
- هیچ المانی متمرکز شده نیست و به طور مکانیکی و الکترونیکی از سایر المانها ایزوله (جدا) شده‌است. ایزولاسیون مکانیکی با پر کردن هر بریدگی با مواد ایزوله‌کننده اکوستیکی صورت می‌پذیرد.
- اندازه pitch نیز در آرایه‌های خطی در حد  $1/2$  الی  $2/3$  طول موج پرتو اولتراسوند درون بافت نرم است.
- به طور کلی یک آرایه خطی در حدود ۱ سانتی‌متر عرض و ۱۰ تا ۱۵ سانتی‌متر طول دارد.



# چگونگی عملکرد یک آرایه خطی

- گروه کوچکی از المان‌ها با پالس‌های ولتاژ جداگانه تحریک می‌شوند تا یک پرتو اولتراسوند وارد بافت شود.
- برای فراهم آوردن مرتبه‌ای از متمرکز شدگی (focusing)، هر المان این گروه در زمان اندکی متفاوت با دیگران تحریک می‌شود به‌گونه‌ای که المان‌های خارجی‌تر ابتدا و المان‌های داخلی‌تر با یک تاخیر مشخص تحریک شوند.
- این روش موجب تولید یک جبهه (شکل) موج خمیده می‌شود که در یک نقطه کانونی موثر متمرکز می‌شوند.
- هنگامیکه همه‌ی موج‌های (اکوهای) بازگشتی از این پالس اولتراسوند جمع‌آوری شد، موج دوم با تحریک یک زیرگروه دیگر المان‌ها فرستاده می‌شود. این تحریک متوالی تا زمانی که همه المان‌ها تحریک شوند، ادامه می‌یابد.



## ادامه ...

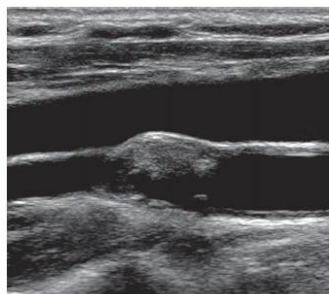
- هنگامی که تعداد زوجی از المان‌ها در هر زیرگروه استفاده می‌شود، فرآیند می‌تواند با تحریک تعداد فردی از المان‌ها تکرار شود تا نقطه کانونی (تمرکز) بین آنچه در قبل بدست آمده است، ایجاد شود.
- در این حالت، خطوط اسکن تقریباً دو برابر تعداد خطوطی خواهند بود که به واسطه‌ی تعداد المان‌ها پدید می‌آید.
- باید توجه داشت اگرچه تمرکز موج می‌تواند در یک بعد انجام پذیرد اما موج در بعد عمود بر این صفحه تصویر (که آن را صفحه elevation می‌نامیم) نمی‌تواند متمرکز شود. بنابراین برخی از آرایه‌های لنزهای خمیده‌ای دارند که امکان متمرکز کردن موج اولتراسوند را در این جهت (راستا) نیز فراهم می‌آورند.
- آرایه‌های خطی در مواردی استفاده می‌شوند که در نزدیکی سطح مبدل میدان دید بزرگی نیاز است و یکی از کاربردهای عمده آنها مطالعات اسکلتی- ماهیچه‌ای است.

# آرایه‌های دارای فاز متغیر (فازبندی)

- آرایه‌های دارای فاز متغیر، بسیار کوچکتر از آرایه‌های خطی بوده و معمولاً ۱ الی ۳ سانتی‌متر طول و ۱ سانتی‌متر عرض دارند. دارای المان‌هایی کمتر بوده و هر المان کمتر از ۱ میلی‌متر عرض دارد.
- آرایه‌های دارای فاز متغیر در کاربردهایی استفاده می‌شوند که در آنها یک پنجره آکوستیک کوچک وجود دارد، یعنی تنها یک بخش کوچکی از بدن وجود دارد که موج اولتراسوند از آن می‌تواند وارد شود بدون اینکه با استخوان و یا هوا مواجه شود. نمونه‌ای از آن تصویربرداری قلبی است که در آن امواج اولتراسوند باید از بین دنده‌ها بگذرند تا انعکاس قوی از استخوان‌ها در مورد آنها رخ ندهد.
- آرایه‌های بسیار کوچک می‌توانند برای ساخت پروب‌های درون مری که در مطالعات قلبی نیز کاربرد دارند، مورد استفاده قرار گیرند.

# نمونه هایی از آرایه های دارای فاز متغیر و تصاویر متناظر آنها

آرایه ی با فاز متغیر



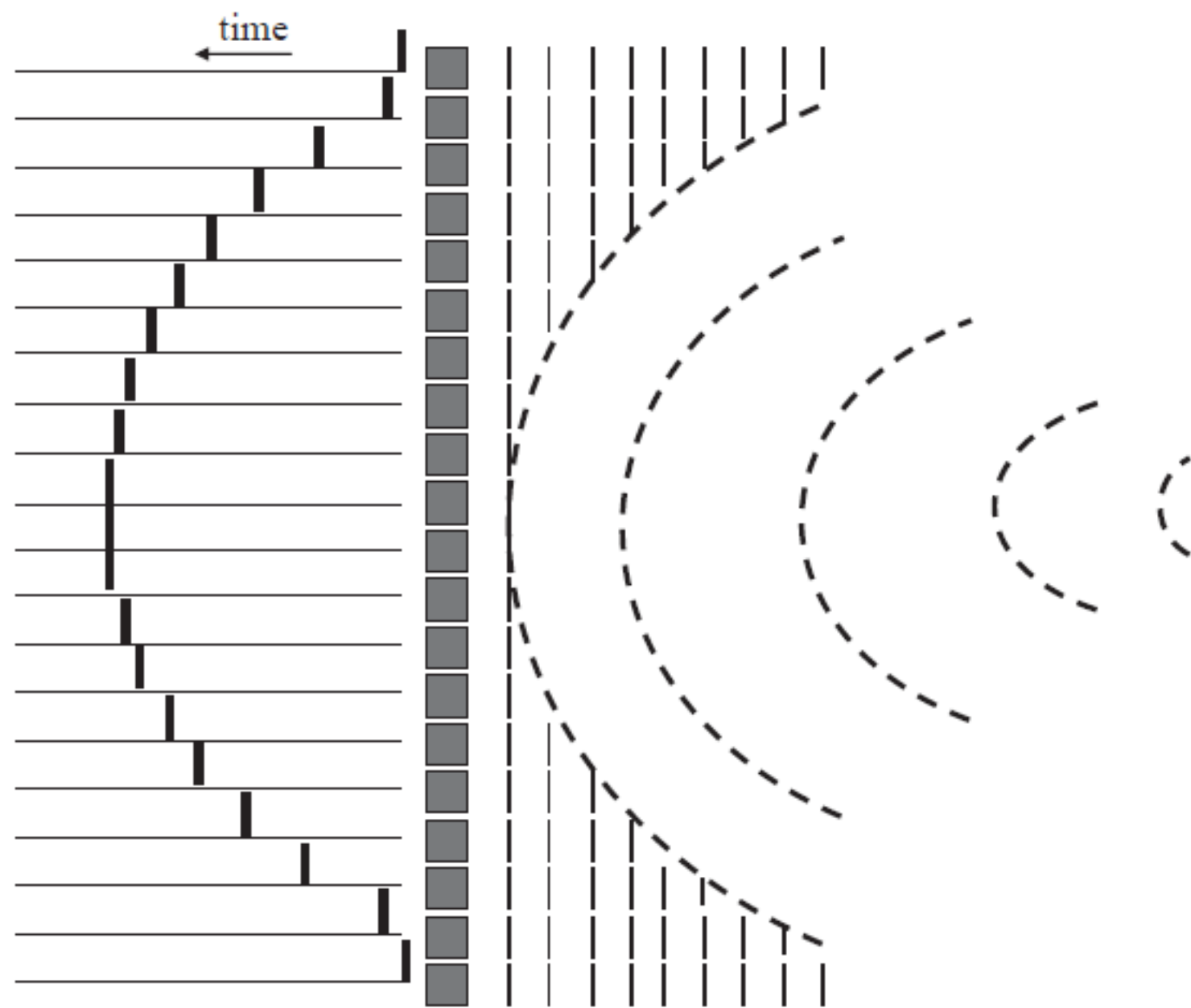
پروب درون مری





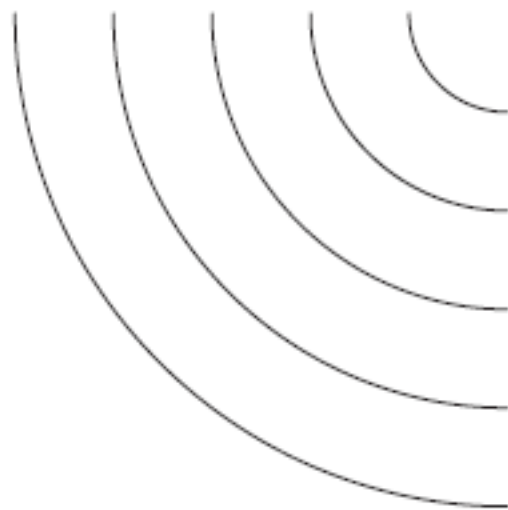
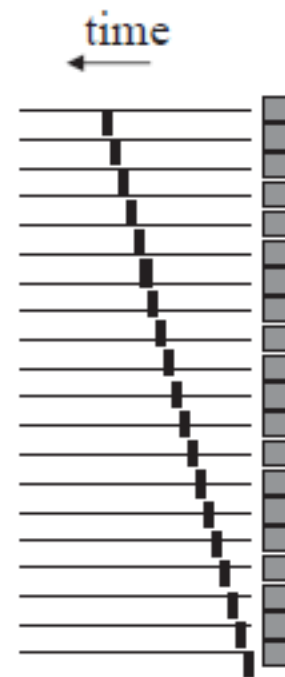
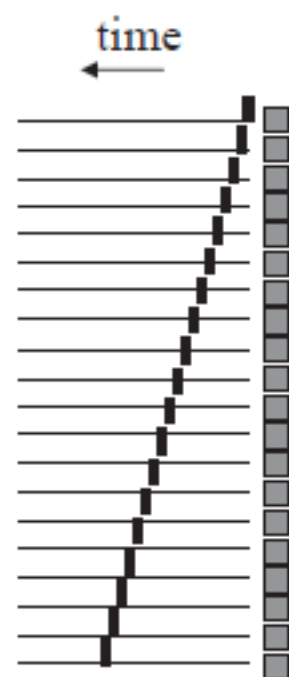
## تشکیل موج و فرمان دادن به واسطه ی ارسال پالس در آرایه‌های دارای فاز متغیر

- اصول عملکرد آرایه‌های دارای فاز متغیر به بیان ساده، در شکل نمایش داده شده است.
- برای هر خط در تصویر، همه المان‌های آرایه با پالس ولتاژ با اختلاف زمانی اندک تحریک می‌شوند.
- جمع موج حاصل از موج‌های تک تک المان‌های کوچک یک جبهه موج موثر را ایجاد می‌کند، که این فرآیند به تشکیل موج (beam-forming) شناخته می‌شود.
- چنانچه در شکل نیز مشخص است، المان‌ها به نسبت مرکز آرایه به‌طور متقارن تحریک می‌شوند و بنابراین نقطه کانونی در بافت در فاصله ی نصف طول آرایه تشکیل می‌شود.



## ادامه ...

- برای ایجاد یک تصویر کامل دوبعدی لازم است که موج هدایت شود، این فرآیند در شکل نشان داده شده است.
- با تغییر تأخیرات زمانی (فازبندی تحریک)، هدایت موج می‌تواند که انجام پذیرد.
- در یک آرایه دارای فاز متغیر، طول هر المان ضخامت لایه‌ی تصویر را در بعد متعامد تعریف می‌کند و معمولاً بین ۲ الی ۵ میلی‌متر است. اگر رزولوشن بالاتر موردنیاز باشد، در این راستا همانند آرایه خطی لازمست که از لنز منحنی در مقابل مبدل استفاده شود.



# متمرکزسازی دینامیک

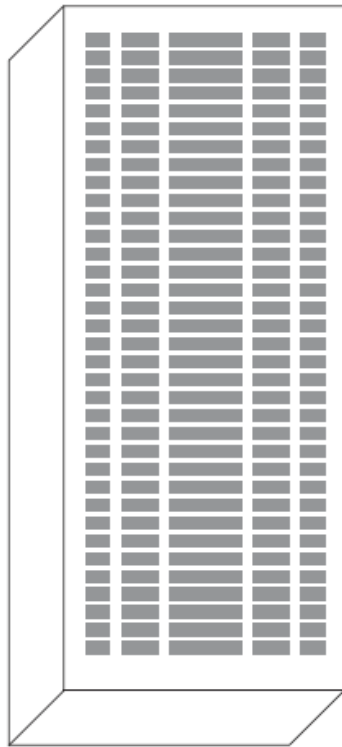
- فرآیند متمرکزسازی دینامیک یا روزنه‌ی دینامیک، می‌تواند برای بهینه‌سازی رزولوشن جانبی در کل عمق بافت مورد تصویربرداری استفاده شود.
- در ابتدا، با استفاده از تعداد اندکی از المان‌ها، یک نقطه کانونی نزدیک به سطح مبدل ایجاد می‌شود. در عمق‌های بیشتر، تعداد المان‌های لازم برای دستیابی به بهترین ریزبینی جانبی افزایش می‌یابد.
- بنابراین در متمرکزسازی دینامیک تعداد المان‌های مورد تحریک به طور دینامیک (متغیر با زمان) در طول ارسال موج تغییر می‌کند. حسن این روش این است که ریزبینی جانبی بسیار بالایی در کل عمق اسکن قابل دستیابی است و البته محدودیت آن این است که اسکن چندگانه برای ساختن یک خط در تصویر B-mode مورد نیاز است و بنابراین نرخ تولید تصاویر نسبت به حالتی که تنها یک اسکن با هر خط انجام شود، کاهش می‌یابد.

# آرایه‌های چند بعدی

- چنانچه دیدیم آرایه‌های دارای فازمتغیر یک بعدی، تنها می‌توانند موج اولتراسوند را در یک بعد جانبی متمرکز و هدایت کنند. متمرکز کردن در راستای عمود بر آن به لنز و یا المان‌های خم‌شده نیاز دارد.
- افزایش بعد آرایه با افزودن چند ردیف کریستال، امکان متمرکز کردن را در این راستای عمود نیز فراهم می‌آورد اما به پیچیدگی مبدل می‌افزاید.
- اگر تعداد کمی ردیف افزوده شود، به عنوان مثال ۳ الی ۱۰ ردیف، مبدل (آرایه)، یک آرایه  $1/5$  بعدی نامیده می‌شود و متمرکزسازی محدودی در راستای متعامد قابل انجام است.
- اگر تعداد بیشتری سطر مثلا در حد تعداد المان‌های هر ردیف افزوده شود، در این حالت به یک آرایه دوبعدی واقعی می‌رسیم.
- مثال هر دو نمونه در شکل آورده شده است.

# مثال آرایه های چند بعدی

آرایه ی ۱/۵ بعدی



آرایه ی ۲ بعدی



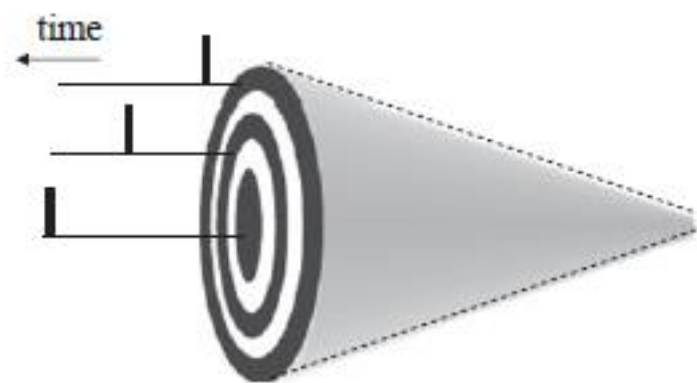
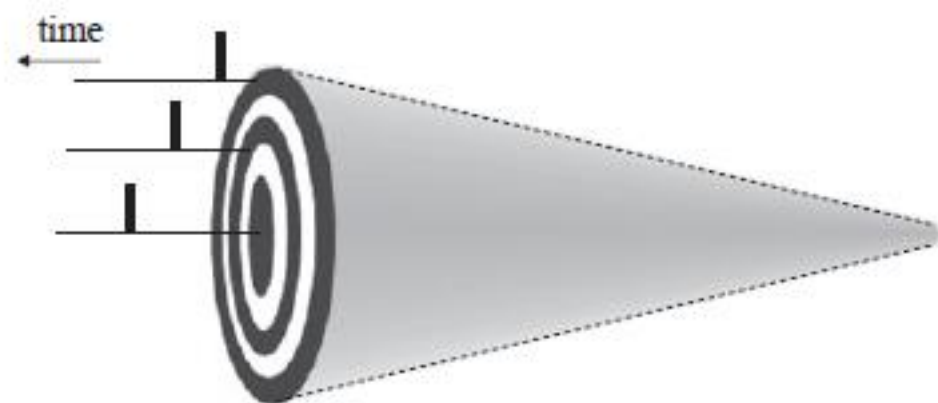
## ادامه ...

- یک آرایه دوبعدی می‌تواند برای جمع داده کامل در سه بعد استفاده شود، در صورتیکه آرایه‌های  $1/5$  بعدی در راستای بعد سوم به حرکت نیاز دارند.
- تصویربرداری سه‌بعدی هر روز نقش پررنگ‌تری در تصویربرداری از جنین و تصویربرداری قلبی بازی می‌کند و بدین ترتیب تعداد بیشتری آرایه دوبعدی به بازار عرضه شده‌اند.



# آرایه های حلقوی

- ساخت آرایه‌های خطی و دارای فاز متغیر در فرکانس‌های بسیار بالا (بالا تر از 20MHz)، بسیار مشکل است بنابراین نوع سومی از آرایه‌ها، آرایه‌های حلقوی در چنین فرکانسی استفاده می‌شوند.
- این آرایه قابلیت تصویربرداری دوبعدی با متمرکز شونده‌گی دینامیک را داراست و معمولاً المان‌های کمتری (۵ الی ۱۰) نسبت به یک آرایه خطی و یا دارای فاز متغیر داراست.
- مطابق شکل، رینگ‌ها (حلقه‌های) پیزوالکتریک جداگانه ساخته می‌شوند و شکاف بین این المان‌ها با مواد عایق (از دید آکوستیک) پر می‌شوند.
- تشکیل پرتو در هر دو حالت فرستندگی و گیرندگی بسیار ساده است.
- ایراد اصلی یک آرایه حلقوی این است که حرکت مکانیکی آن برای جارو کردن بافت توسط پرتو و تشکیل تصویر لازم است، هرچند ابزارهای مکانیکی بسیار دقیقی برای حرکت آن تولید شده، در بازار موجودند و می‌توانند به مجموعه اضافه شوند.



# روشهای اسکن تشخیصی

- سه مد حالت اصلی تصویربرداری آناتومیکی تشخیصی با استفاده از اولتراسوند وجود دارد:
- A-mode, M-mode, B-mode.
- اسکن A-Mode (دامنه: Amplitude)  
به تصویری خطی یک بعدی نیاز دارد تا دامنه ی اکوهای بازگشتی را برحسب زمان نمایش دهد.

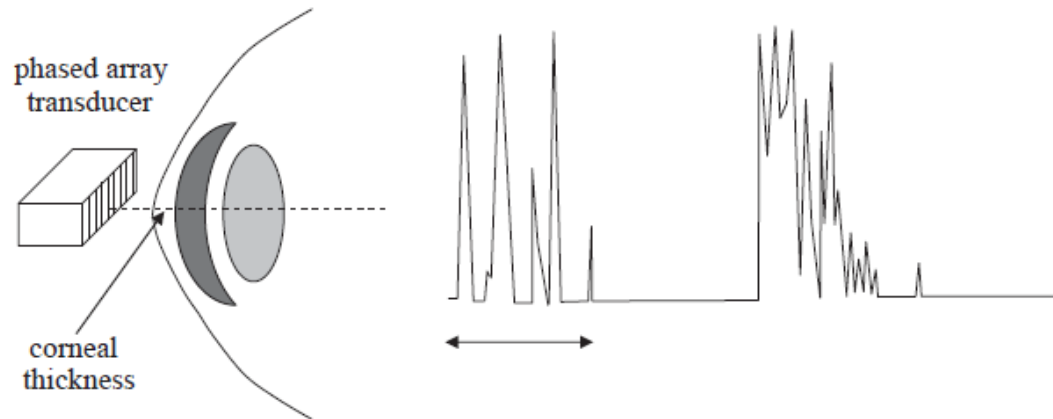
# اسکن A-Mode: سنجش ضخامت قرنیه

- کاربرد اصلی این تکنیک تعیین غیرتهاجمی ضخامت قرنیه است.

- پس از اینکه قرنیه مورد بیهوشی موضعی قرار گرفت، یک پروب کوچک و فرکانس بالای اولتراسوند (10- 20 MHz) در مرکز قرنیه قرار داده می شود.

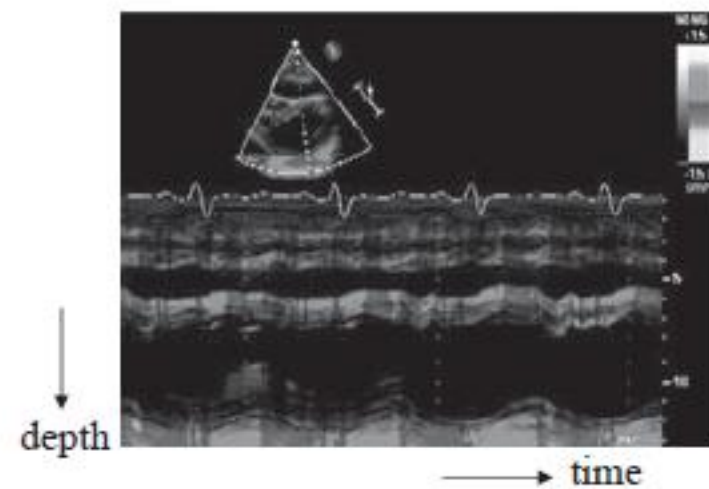
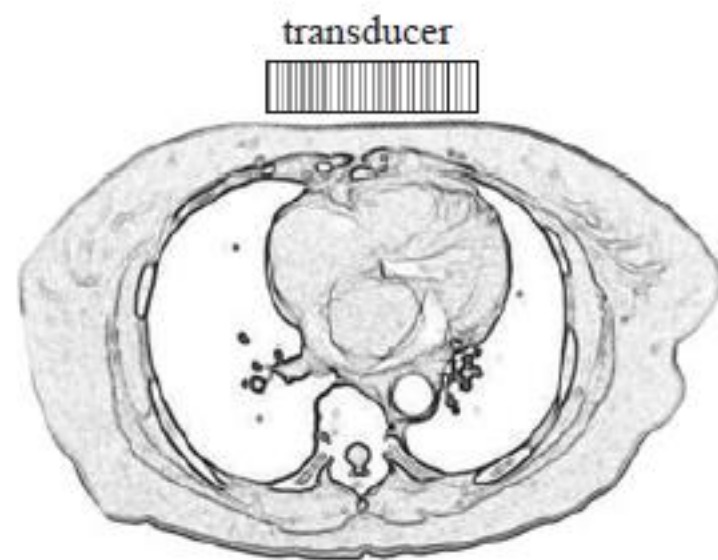
- از تعیین ضخامت قرنیه در بررسی برخی بیماریهای چشم، همچون آب سیاه و همینطور ارزیابی وضعیت چشم قبل و بعد از برخی عملهای پیوند و یا انکسار قرنیه استفاده می شود.

- در شکل چگونگی اسکن A-Mode تشریح شده است.



# اکوکار دیوگرافی M-Mode

- اسکن M-Mode (حرکت: Motion) به یکسری پیوسته از خطوط A-Mode نیاز دارد و آنها را به عنوان تابعی از زمان نمایش می دهد.
- روشنایی سیگنال M-Mode، شدت دامنه ی سیگنال بازگشتی را نمایش می دهد.
- مطابق شکل، این خطوط برحسب زمان (در راستای افقی) نمایش داده می شوند.
- چند هزار خط در ثانیه جمع آوری شده و نمایش بلادرنگ حرکات دینامیک امکان پذیر است.
- کاربرد اصلی این تکنیک در تصویربرداری از قلب و قلب جنین است.



# اسکن دوبعدی B-Mode

- اسکن B-Mode (روشنایی: Brightness) متداولترین روش تشخیص پزشکی بوده و مطابق شکل در یک مقطع عرضی بافت، به تشکیل تصویری دو بعدی می انجامد.
- هر خط در این تصویر، یک خط A-Mode است. به گونه ای که شدت هر اکو با روشنایی در اسکن دو بعدی باز نمایش می شود.
- در این تکنیک، اسکن بدن با هدایت الکترونیک پرتو برای آرایه های خطی و دارای فاز متغیر و یا حرکت مکانیکی آرایه ی حلقوی، انجام می پذیرد.
- چنانچه قبلا نیز ذکر شد، تصویربرداری B-Mode سه بعدی نیز با مبدل های دارای فاز متغیر  $1/5$  یا 2 بعدی امکان پذیر است.





## مثال

• برای تصویربرداری تا عمق 10 cm، نرخ تصویربرداری 64 Hz مورد نظر است.  
مطلوبست تعداد خطوط هر تصویر؟

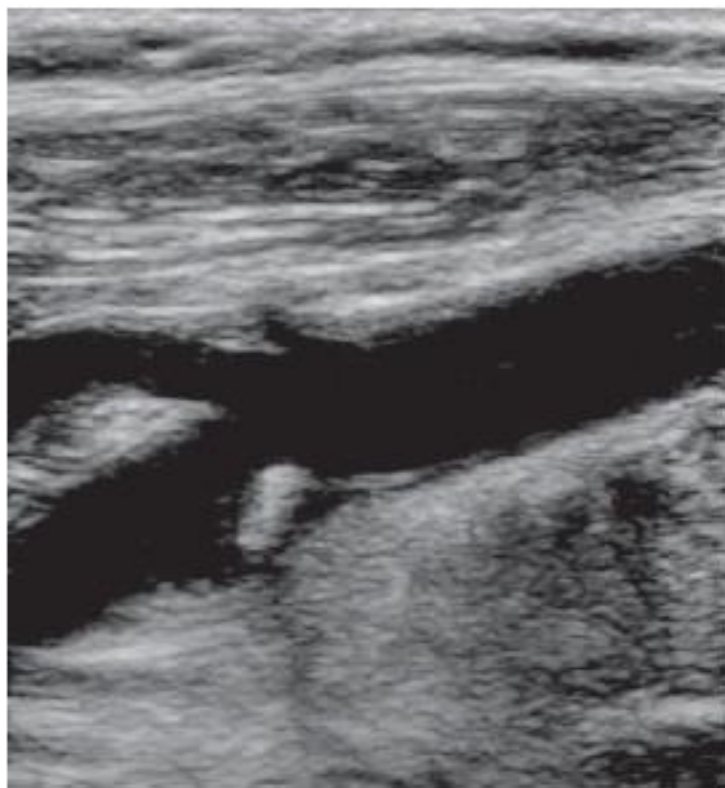
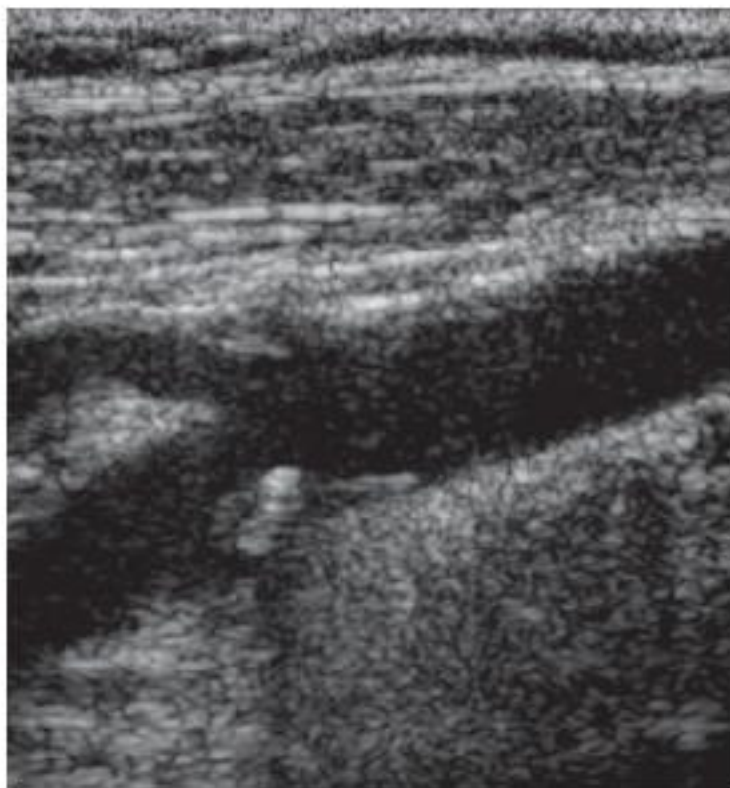
- $T = 2(0.1) / 1540 = 130(10)^{-3} \text{ ms},$
- $f = 64 \text{ Hz},$
- $1/f = 15.6 \text{ ms}$
- $n = 15.6 / 130(10)^{-3} = 120 \text{ Lines}$

# اسکن مرکب

- اسکن مرکب (ترکیبی) به طور مؤثری یک تصویر اولتراسوند را از چند زاویه به دست آورده و این تصاویر را با هم ترکیب (تلفیق) می کند. تصویربرداری از چند زاویه و روش تشکیل موج متفاوت، انجام می پذیرد.
- مزیت اصلی اسکن ترکیبی این است که درجه (تعداد) لکه هادر تصویر را کاهش می دهد. از آنجا که الگوی تداخل افزاینده و کاهنده به زاویه پرتو تابشی (ورودی) بستگی دارد، هر تصویر سهم متفاوتی از لکه ها را داراست، اما اطلاعات مفید در همه ی تصاویر موجودند. بنابراین و مطابق شکل ترکیب (جمع و میانگین گیری) همه ی این تصاویر، به تصویری با لکه های کمتر می انجامد.
- دیگر مزیت این روش این است که در یکبار تصویرگری با زاویه ای مشخص، ممکن است مرزها و یا ساختارهایی درون بدن وجود داشته باشند که موازی با موج ارسالی قرار گرفته و سیگنال بازگشتی تولید نکنند. ولی در تصویربرداری از چند زاویه از این ساختارها، احتمال موازی بودن به صفر میل کرده و مرز (یا ساختار) در تصویر به نمایش در خواهد آمد، مطابق شکل.

## ادامه ...

- در نهایت، آرتیفکت های تصویربرداری اولتراسوند بدیت ترتیب به شدت کاهش می یابد.
- تصویربرداری مرکب می تواند با اسکن دایر، تصویربرداری با هارمونیکهای متفاوت و یا تصویربرداری دو یا سه بعدی همزمان شود.
- محدودیت (ایراد) اصلی این تکنیک نیز افزایش زمان اسکن است که به کاهش نرخ (تعداد) فریم های تصویربرداری شده در یک زمان خاص می انجامد.
- گونه ی دیگر تصویربراری ترکیبی، ترکیب فرکانسی است. در این تکنیک تصویربرداری از چند زاویه، با تصویربرداری با فرکانسهای مختلف، برای تشکیل تصویر تلفیقی جایگزین می شود. وجود لکه ها در تصویر، وابسته به فرکانس کار است و بنابراین در این حالت، ساختارهای لکه مانند یکدیگر را تقویت نمی کنند. روشن است که برای تحقق این تکنیک، لازمست که مبدل پهنای باند گسترده ای داشته باشد تا گستره ی فرکانسی مورد نظر را پوشش دهد.



# ویژگیهای تصاویر اولتراسوند

- در این بخش مهمترین عوامل تأثیرگذار بر SNR، ریزبینی مکانی و CNR را مرور می کنیم:

## نسبت سیگنال به نویز (SNR)

- شدت سیگنال های بازتابیده در اولتراسوند با عوامل زیر تحت تأثیر قرار می گیرند:
1. هر چه شدت پالس اولتراسوند گسیل شده توسط مبدل بالاتر باشد، دامنه ی سیگنال دریافتی نیز بالاتر است. همچنین طولانی تر بودن پالس نیز به سیگنال قوی تر می انجامد. البته توسط FDA (اداره ی غذا و داروی آمریکا) حد بالایی نیز برای شدت انرژی قابل استفاده حین اسکن معرفی شده است تا خطری بیمار را تهدید نکند.
  2. فرکانس کار مبدل، هر چه فرکانس کار مبدل بالاتر باشد، ضریب تضعیف بافت بیشتر بوده و سیگنال در بخشهای درونی تر بافت ضعیف تر خواهد بود.

## ادامه ...

3. شیوه ی متمرکز ساختن پرتو: هر چه تمرکز در یک نقطه بیشتر باشد، انرژی در واحد سطح موج اولتراسوند بالاتر است و سیگنال در آن نقطه قوی تر است. هر چند در خارج این منطقه ی تمرکز، شدت سیگنال و به تبع آن SNR بسیار پایین است.

- می دانیم دو منبع اصلی نویز در تصاویر اولتراسوند وجود دارد: اول لکه ها هستند که به تصویری که بناست یکنواخت باشد، ماهیتی دانه دانه می دهند. تداخل دیگر به در هم و بر همی تعبیر شده و ناشی از سیگنال برآمده از لبهای جانبی، لبهای نوک تیز، مسیرهای چندگانه برای بازگشت موج و حرکت بافت است.

- تصویربرداری مرکب برای کاهش لکه ها و تصویربرداری هماهنگ می توانند برای کاهش در هم و بر همی استفاده شوند.

# ادامه ...

## ریزبینی جانبی

1. ریزبینی جانبی، برای یک مبدل تک المانه، هر چه میزان متمرکز ساختن بالاتر باشد، ریزبینی مکانی در ناحیه ی کانونی بالاتر است که این خود به کاهش عمق تمرکز می انجامد. فرکانس هر چقدر بالاتر باشد، ریزبینی جانبی برای هر دو دسته مبدل تک المانه و آرایه ای دارای فازبندی بالاتر خواهد بود.
2. ریزبینی عرضی، برابر با نصف طول پالس اولتراسوند مورد استفاده است. هر چه درجه ی میرایی و یا فرکانس کار بالاتر باشد، پالس کوتاهتر بوده و در نتیجه ریزبینی عرضی بهتر خواهد بود.

## نسبت کنتراست به نویز (CNR)

- عواملی که سیگنال را تضعیف کرده و SNR را تحت تأثیر قرار می دهند، CNR را نیز کاهش می دهند. منابع نویز همچون لکه ها و در هم و بر همی CNR تصویر را به ویژه در مورد ضایعات کوچک بافتی می کاهند.